

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования



**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Направление подготовки/профиль _____ Физика и астрономия/Приборы и методы
экспериментальной физики
Школа _____ Инженерная школа ядерных технологий
Отделение _____ Экспериментальной физики

Научно-квалификационная работа

Тема научно-квалификационной работы
Разработка технологии рентгеновского томографического сканирования без вращения образца с изменением расстояние источник-детектор

УДК 53.06

Аспирант

Группа	ФИО	Подпись	Дата
A4-05	Оздиев Али Хосенович		

Руководителя профиля подготовки

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ведущий научный сотрудник	Потылицын Александр Петрович	д.ф.-м.н.		

Руководитель отделения

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Руководитель отделения	Лидер Андрей Маркович	д.т.н.		

Научный руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор	Крючков Юрий Юрьевич	д.ф.-м.н.		

Томск – 2018 г.

Оглавление

Введение	3
Моделирование рентгеновской томографии на основе прямого преобразования радона	7
Метод обратного проецирования	10
Метод обратного проецирования при расходящейся геометрии эксперимента.....	14
Эксперимент и результат обработки данных для случая с расходящейся геометрией рентгеновского пучка	18
Решение проблемы томографического сканирования объектов детекторами малого размера	21
Уменьшение дозы облучения пациента при томографическом исследовании путём применения модифицированного алгоритма обратного проецирования.....	24
Томографический контроль сварных соединений с применением оптимизированного алгоритма обратного проецирования.....	36
Оптимизированный алгоритм фильтрованных обратных проекций для сканирования образца с пошаговым сдвигом.....	41
Моделирование рентгеновского томографического сканирования без вращения образца с изменением расстояние источник-детектор.....	51
Технология рентгеновского томографического сканирования без вращения образца с изменением расстояние источник-детектор.....	57
Заключение	63
Список использованных источников	65
Приложение А. Разработанная библиотека функций	68

Введение

Трехмерная рентгеновская томография является одним из наиболее эффективно применяемых методов неразрушающего контроля. Преимущественным отличием трехмерного анализа от двумерного радиографического исследования является возможность не только подтвердить наличие дефектов, но также и локализовать их в объеме исследуемого объекта.

Для осуществления процедур поиска дефектов на основе рентгеновской томографии в зависимости от размера и формы объекта используют различные способы сбора проекционных данных. Так для объектов малого и среднего размера применяют стандартную схему проведения томографического сканирования, когда исследуемый объект размещается между источников излучения и детектирующим устройством, при этом объект совершает вращение вокруг оси, которую в простом случае совмещают с его центром. Далее выбирается оптимальный диапазон углового вращения и шаг углового поворота, на каждом из которых происходит экспонирование объекта рентгеновским пучком, в результате чего детектор регистрирует проекцию объекта. В соответствии с выбранным угловым диапазоном и шагом поворота генерируется соответствующее число проекций, последующая обработка которых позволяет реконструировать внутреннюю структуру образца и при необходимости осуществить поиск дефектов.

В случае, когда габариты объекты превышают геометрические размеры механической системы манипуляции объектом контроля, стандартная схема либо не обеспечивает необходимое качество реконструкции, либо в принципе становится неприменимой. Для решения проблемы превышения размерами объекта размеров томографической установки, используется методика конвейерного сканирования. Спиральная компьютерная томография представляет собой частный случай компьютерной томографии,

особенностью которого является непрерывность вращения рентгеновского излучателя в сочетании с одновременным непрерывным движением стола-транспортера. Это обеспечивается, прежде всего, специальной конструкцией сканирующей системы, в которой имеется так называемое slip ring (скользящее кольцо), внутри которого вращение сканирующего устройства происходит лишь в одну сторону. Одновременно с началом вращения рентгеновской трубки начинается движение и стол-транспортер, на котором располагается объект сканирования. В случае спиральной компьютерной томографии речь всегда идет не о конкретном томографическом срезе, а о сканировании целиком всей изучаемой области. Конфигурация установки, реализующей спиральную компьютерную томографию, может быть представлена в двух вариантах: статичные источник и детектирующее устройство и объект, совершающий два типа движения – вокруг своей оси и продольное относительно системы источник-детектор, а такжедвигающаяся вдоль объекта система источник-детектор и вращающийся объект, не осуществляющий продольного движения. В том и в другом случае алгоритмы реконструкции и трехмерной визуализации внутренней структуры исследуемого объекта для поиска дефектов достаточно сложны в реализации и требуют значительных вычислительных мощностей.

Когда речь заходит о контроле крупногабаритных объектов, для которых практически невозможно построить схему сбора данных в соответствии со стандартным протоколом сканирования, потому как она не обеспечит необходимого качества контроля, а также технологически сложно и дорого построить систему, осуществляющую сбор данных по спиральной схеме сканирования, возникает необходимость разработки систем, сочетающих в себе относительную простоту реализации, а также способных обеспечить решение поставленных в рамках процедуры неразрушающего контроля задач.

К объектам такой категории относятся, например, вертолётные лопасти, длина которых может достигать 6 м, а ширина 0.5 м. Цель данной

работы заключается в разработке технологии рентгеновского томографического сканирования без вращения образца с изменением расстояния источник-детектор, которой, как предполагается, способно решить задачу неразрушающего контроля крупногабаритных объектов протяженной формы.

Таким образом в ходе работы на первом этапе был проведен соответствующий литературный обзор, в результате которого были изучены альтернативные методы томографического сканирования крупногабаритных объектов сложной формы. На основе чего был сделан вывод, что совершенных решений для анализа объектов протяженной формы на данный момент не существует, а применяемые подходы требуют доработки.

Основным подходом к обработке проекционных данных был выбран алгоритм фильтрованных обратных проекций. Для решения задачи была выбрана следующая схема сканирования: протяженный объект располагается на специальном столе, выполненном из слабопоглощающего материала, источник рентгеновского излучения и детектор расположены таким образом, чтобы обеспечить доступ к объекту в угловом диапазоне 90 градусов. При этом технология сбора данных, не предполагает вращения с маленьким угловым шагом, в соответствии с проведенным исследованием и результатами моделирования, достаточно выбрать 3-5 угловых направления и осуществить сбор данных с изменением расстояния источник-детектор. Благодаря применению конусообразного пучка, с изменением расстояния источник-детектор меняется и набор лучей внутри пучка, экспонирующий конкретную область объекта. Таким образом, если выбрать оптимальную дистанцию и шаг приближения, то можно собрать необходимый и достаточный объем проекционных данных, способный обеспечить приемлемый уровень реконструкции.

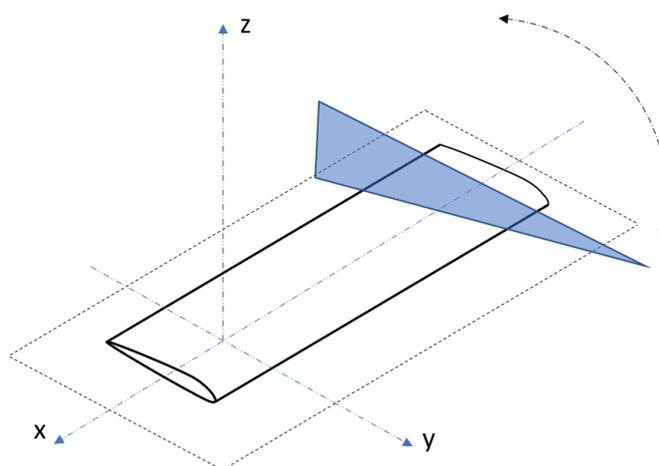


Рисунок 1 – Схематичное представление разработанной схемы томографического сканирования

В результате проведенной работы была предложена схема сканирования объекта, позволяющая осуществить сбор проекционных при статичном, не вращающемся объекте посредством изменения расстояния между источником рентгеновского излучения и детектором. Для предложенной схемы сканирования было проведено компьютерное моделирование для подтверждения работоспособности предложенного подхода. Моделирование проводилось самостоятельно разработанными инструментами, адекватность работы которых была подтверждена путем сравнения с результатами аналогичного моделирования, проведенного при помощи специализированного программного обеспечения. Далее для полученных данных был оптимизирован алгоритм фильтрованных обратных проекций, стандартная версия которого не способна справиться с реконструкцией объекта, отсканированного со смещением оптической оси детектора.

Моделирование рентгеновской томографии на основе прямого преобразования радона

Наиболее простым способом моделирования процесса взаимодействия рентгеновского пучка с исследуемым объектом с математической точки зрения является прямое преобразование Радона. Пусть на плоскости, где введена прямоугольная система координат $\{x, y\}$, задана функция $f(x, y)$. Проинтегрируем эту функцию по некоторой прямой, лежащей в данной плоскости. Очевидно, результат интегрирования, который обозначим R , зависит от того, по какой именно прямой проводится интегрирование. Всякая прямая может быть описана уравнением

$$x \cdot \cos(\varphi) + y \cdot \sin(\varphi) - s = 0, \quad (1)$$

где s – расстояние от начала координат до этой прямой, φ – угол, образованный с осью x перпендикуляром, опущенным из начала координат на эту прямую. Согласно формуле (1) произвольная прямая однозначно задается двумя параметрами s и φ . Поэтому и результат интегрирования функции $f(x, y)$ по некоторой прямой будет зависеть от этих же параметров, т.е. $R = R(s, \varphi)$.

Предположим, что функция $f(x, y)$ интегрируется по всевозможным прямым. Тогда получаются всевозможные значения величины R , которая в данном случае согласно только что сказанному выступает как функция двух переменных $R(s, \varphi)$. Подобное интегрирование можно также рассматривать как некоторое преобразование, которое данной функции $f(x, y)$ на плоскости $\{x, y\}$ ставит в соответствие функцию $R(s, \varphi)$ на множестве всех прямых, задаваемую интегралами от $f(x, y)$ вдоль прямых. Это преобразование имеет специальное название – преобразование Радона, а функцию $R(s, \varphi)$ часто называют образом функции $f(x, y)$ в пространстве Радона [1]. Таким образом, моделирование томографического эксперимента представляет из себя расчет интегральных сумм вдоль направления распространения рентгеновского излучения. В качестве тестового изображения был использован фантом

Шепа-Логана, который является моделью человеческой головы, использованной учеными Л. Шепом и Б. Логаном в своих исследованиях.

Тестовый фантом моделирует одиночный слой исследуемого объекта, по сути это обычное изображение, которое представляет собой двумерный массив [2]. Суммирование каждого отдельного значения пикселя вдоль траектории пучка будет выполнять моделирование томографического сканирования. С одной стороны, можно предположить, что толщина каждого отдельного луча равна толщине пикселя, с другой стороны, если необходимо получить значение между двумя пикселями, оно может быть аппроксимировано из соседних пикселей. Существует два способа моделирования томографического эксперимента – моделирование параллельного и моделирование веерного пучков излучения.

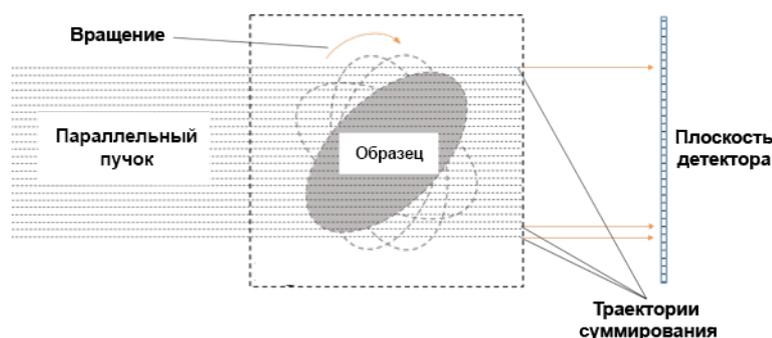


Рисунок 2 – Параллельное распространение рентгеновского излучения

В случае параллельного пучка (рисунок 2) моделирование выполняется путем суммирования значений пикселей в прямом направлении вдоль параллельных друг другу траекторий. В этом случае алгоритм представляет собой цикл, состоящий из двух этапов: суммирование и вращение [4]. Угловой диапазон и угловой шаг определяет количество циклов и количество строк или столбцов в синограмме. Каждый угловой поворот в результате дает строку синограммы. Конечная синограмма формируется из набора таких строк.

В случае веерной формы пучка следует считать, что траектории лучей не совпадают со строками массива, которые являются тестовым изображением. По-прежнему необходимо вычислять сумму значений из пикселей, которые лежат на одних и тех же прямых линиях, которые распространяются не параллельно друг другу, а в форме веера или конуса, если говорить о трехмерном случае, повторяя при этом форму реального рентгеновского пучка [8]. В этом случае как раз необходима операция аппроксимации значения из двух соседних пикселей. Алгоритм моделирования томографического эксперимента для случая веерного пучка состоит из трех этапов: вычисление траекторий распространения пучка; суммирование значений, лежащих на вычисленных траекториях и поворот тестового изображения.

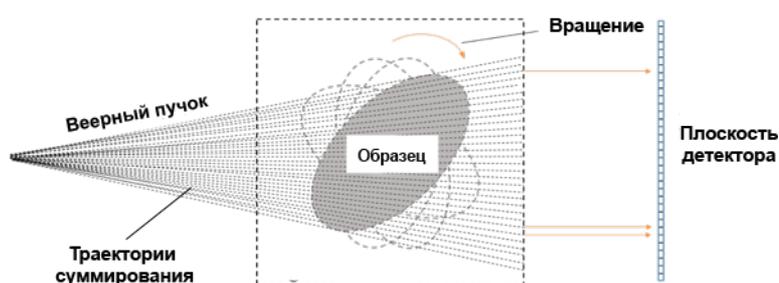


Рисунок 3 – Веерное распространение рентгеновского излучения

Для того, чтобы подтвердить, что алгоритм работает корректно, полученные синограммы были использованы для восстановления первоначального тестового изображения для обеих геометрий – параллельной и веерной. Программное обеспечение SkyScanNRecon используется для восстановления поперечного сечения изображения из проекционных данных, его работа основана на алгоритме Фельдкамп. На рисунке 4 представлены результаты моделирования синограмм для параллельного пучка (а) и синограмм для геометрии веерного пучка (б). Для проверки достоверности смоделированных данных восстановленные изображения были вычтены из исходного тестового изображения.

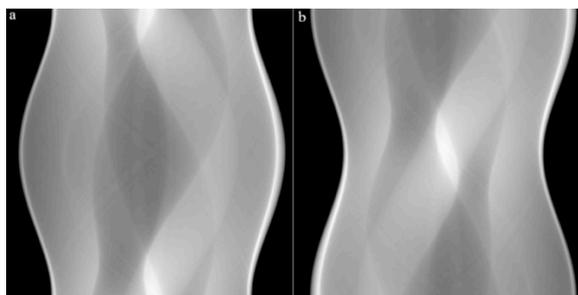


Рисунок 4 – Синограмма для параллельной геометрии пучка (а), синограмма для веерного пучка (б)

На рисунке 5 показаны результаты реконструкции в сравнении с тестовым изображением. Нулевая разница между первоначального тестового изображения и изображения, восстанавливаемого из моделируемых данных, указывает на то, что подход моделирования работает правильно.

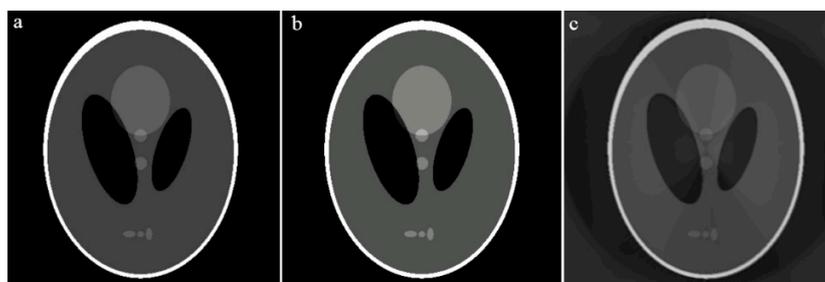


Рисунок 5 – Фантомное изображение (а), изображение, восстановленное из параллельной геометрии пучка (б), изображение, восстановленное из геометрии веерного пучка (с)

Данный подход моделирования дает возможность работать с алгоритмами рентгеновской реконструкции, тестировать новые подходы к реконструкции на смоделированных данных. Это простой и гибкий способ для проведения теоретических исследований, который лег в основу всей работы.

Метод обратного проецирования

Одним из стандартных методов реконструкции изображений в компьютерной томографии является алгоритм обратных проекций [3]. Идея алгоритма выглядит следующим образом: для каждого значения угла поворота

проекция $p(s, \theta)$ функции плотности $u(x, y)$ представляет собой одномерную функцию, которую можно привести к двумерной путем растягивания (рисунок 2) по всей плоскости (x, y) . Таким образом, получается обратная проекция [4]. Далее все обратные проекции, удовлетворяющие тождеству $0 \leq \theta < \pi$, складываются, в результате чего получается суммарное изображение, визуализирующее исследуемый объект.

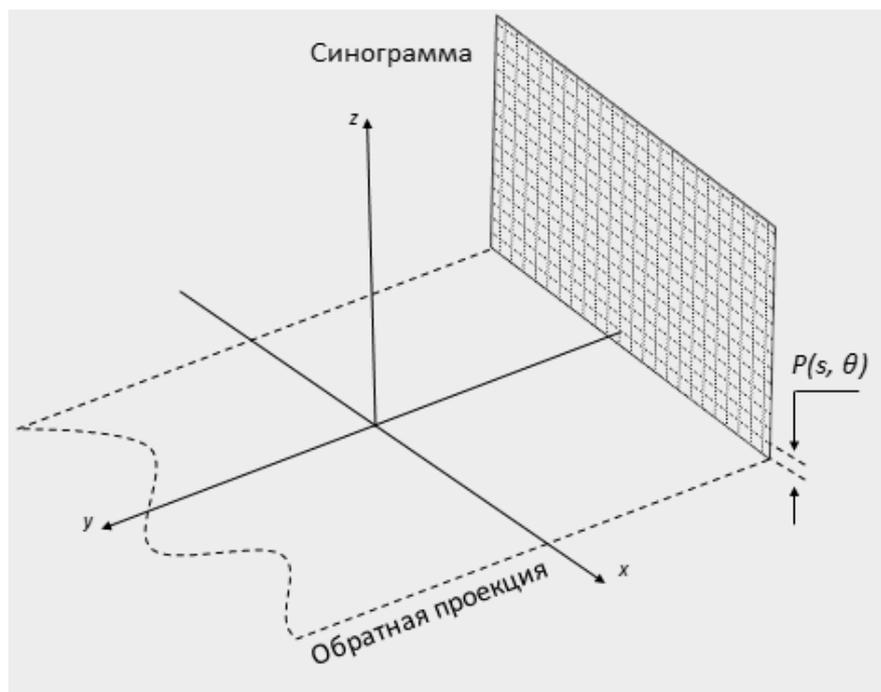


Рисунок 6 - Интерполяция значений проекции $p(s, \theta)$ функции плотности $u(x, y)$ в область реконструкции

Такой подход применим только для случая параллельного распространения излучения, так как растягивание в обратном направлении производится вдоль прямых параллельных между собой линий [5]. Реализация данного алгоритма заключается в следующем. Для осуществления операции обратного проецирования применяется интерполяция. При этом исходными данными для нее являются расстояние s от данной точки до центральной линии и значение $p(s, \theta)$ в этой точке. Проведя интерполяцию для каждой точки области реконструкции (рисунок 6), можно получить обратную проекцию. Расстояние от произвольной точки области реконструкции до центральной линии вычисляется как нормаль, опущенная на нее из данной точки

Далее производится суммирование обратных проекций в контуре области реконструкции, в результате которого получается финальное изображение, используемое для объемной визуализации, оценки плотности, поиска дефектов и т.д. (рисунок 7).

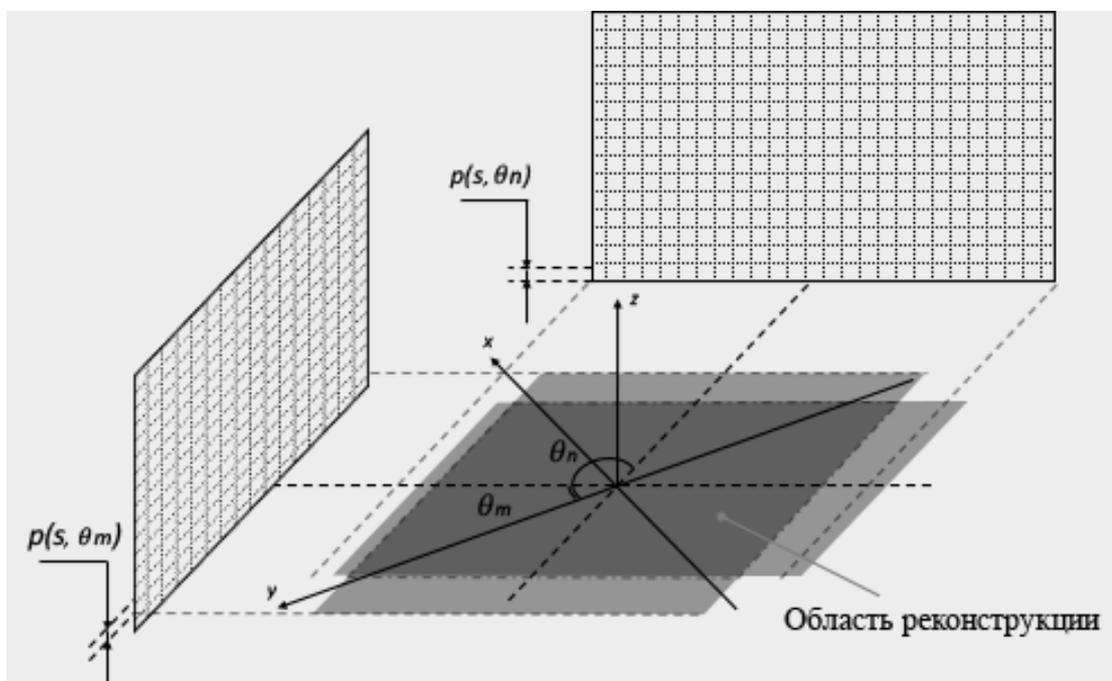


Рисунок 7 – Суммирование обратных проекций

Блок-схема алгоритма обратного проецирования представлена на рисунок 4. Реконструкция представляет собой цикл по углам поворота, в теле которого происходит расчет расстояния от каждой точки области реконструкции до центральной линии в соответствии с выражением $s = y \cdot \cos \theta - x \cdot \sin \theta$, где s — нормаль от точки области реконструкции к центральной линии; x и y — координаты данной точки области реконструкции; θ — текущий угол поворота. Далее для полученных расстояний проводится операция интерполирования значений проекции $p(s, \theta)$ функции плотности $u(x, y)$. Обратные проекции складываются, в результате чего получается реконструированное изображение.

Представленный алгоритм был реализован на языке программирования Python, который в дальнейшей работе был выбран основным инструментом разработки программного кода, служившего для моделирования процесса

томографического сканирования. Каждому представленному блоку, как правило соответствовала отдельная пользовательская функция, которая выполняла отдельный набор задач. Таким образом удалось достичь определенной степени универсальности написанных функций, что позволило объединить их в библиотеку функций. Данный подход позволил не переписывать программный код для каждого случая моделирования, а использовать ранее написанные функции, расположив и настроив их в необходимом порядке.



Рисунок 8 - Блок-схема алгоритма реконструкции методом обратного проецирования при параллельной геометрии эксперимента

Метод обратного проецирования при расходящейся геометрии эксперимента

При расходящейся геометрии эксперимента обратная проекция представляет из себя треугольник, вершина которого соответствует положению точечного источника излучения. Поэтому применение алгоритма, описанного в пункте 1, вызовет существенные искажения реконструированного изображения, так как обратное проецирование в этом случае необходимо производить не вдоль параллельных, а вдоль прямых, соединяющихся в одной точке (рисунок 9). В настоящее время с целью избежания дополнительных вычислений применяют алгоритм преобразования проекционных данных веерной геометрии в параллельную [6]. Данный подход обладает рядом недостатков. В частности, наблюдаются погрешность реконструкции и ухудшение качества результирующего изображения, полученного из проекционных данных после «перегруппировки» [7]. Погрешность возрастает при уменьшении числа ракурсов, тогда как их небольшое число является одним из главных критериев, при выполнении которых достигаются минимальное время проведения эксперимента и значительное снижение дозы облучения.

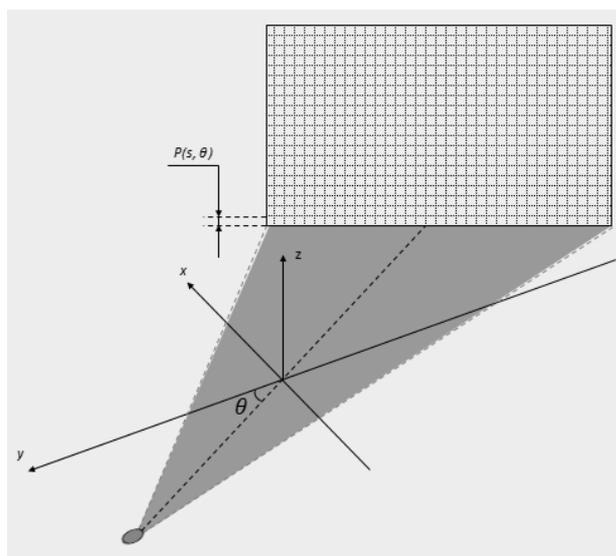


Рисунок 9 – Обратное проецирование при расходящейся геометрии пучка

Таким образом, для реализации алгоритма обратного проецирования при использовании веерного пучка помимо нормали из точки области реконструкции к центральной линии необходимо учитывать расстояние от источника излучения до точки области реконструкции, расстояние от источника излучения до нормали, а также ввести понятия корректирующего фактора и виртуального детектора. Расстояние от источника до точки области реконструкции с координатами (x, y) рассчитывается по формуле $SE = \sqrt{(y - d \cdot \sin\theta)^2 + (x - d \cdot \cos\theta)^2}$, где d — расстояние от источника излучения до центра вращения; θ — угол поворота. Кратчайшее расстояние от источника излучения до нормали, опущенной из точки области реконструкции на центральную линию, составляет $SP = SE^2 - E, P2$ где EP — нормаль из точки области реконструкции к центральной линии. Корректирующий фактор рассчитывается как отношение расстояния от источника излучения до нормали, опущенной из точки области реконструкции на центральную линию, и расстояния d от источника излучения до центра вращения системы.

Рассмотрим понятие виртуального детектора. В задаче томографической реконструкции при использовании веерного пучка виртуальным детектором называется прямая, проведенная перпендикулярно центральной линии через центр вращения системы (рисунок 6). Вдоль этой прямой для каждой точки области реконструкции откладывается интервал, который вычисляется по формуле $OF = EP - u$, где u — корректирующий фактор. Интервал OF будет одинаковым для тех точек области реконструкции, которые принадлежат одному и тому же лучу, вдоль которого распространяется излучение. Интерполяция значений проекции функции плотности на интервал OF для каждой точки области реконструкции позволяет производить обратное проецирование вдоль прямых, соединяющихся в точке S [8].

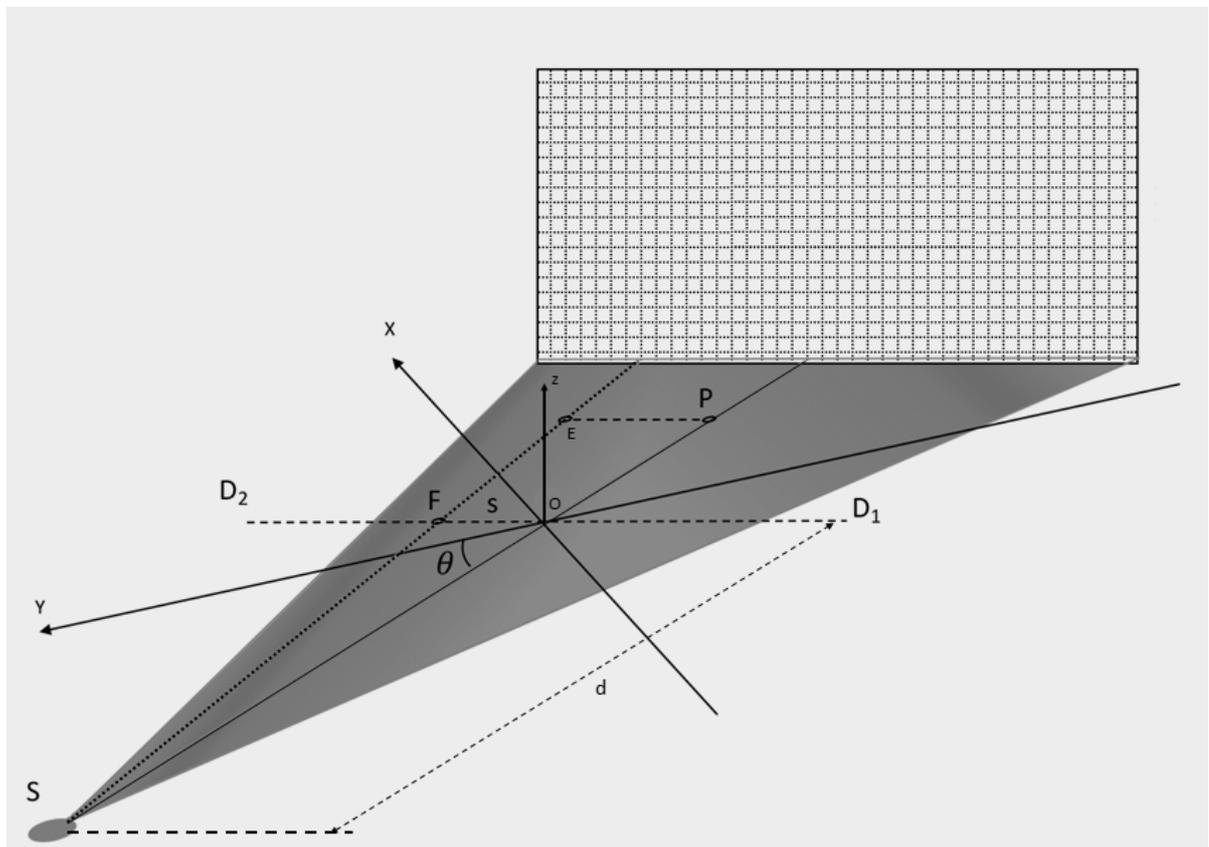


Рисунок 10 – Схема эксперимента: S — источник излучения; SO (d) — расстояние от источника излучения до центра вращения; θ — угол поворота; E(x, y) — точка области реконструкции; EP — нормаль; SE — расстояние от источника излучения до точки области реконструкции; SP — расстояние от источника излучения до нормали; OF — интерполяционный интервал; D₁D₂ — виртуальный детектор

Отличие блок-схемы алгоритма для случая веерного пучка от случая параллельного пучка состоит в четырех дополнительных операциях: расчет расстояния от источника излучения до точки области реконструкции, определение длины нормали, опущенной из точки области реконструкции на центральную линию, расчет расстояния от источника излучения до нормали, расчет корректирующего фактора (рисунок 11).

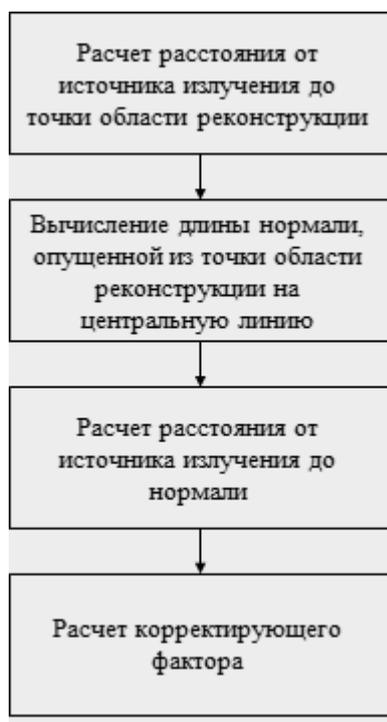


Рисунок 11 – Отличие реализации алгоритма обратного проецирования для случая веерного пучка от случая параллельного пучка

Таким образом, главное отличие в применении алгоритма томографической реконструкции методом обратного проецирования при использовании параллельного и расходящегося пучка заключается в том, что при использовании веерного пучка интерполяционный интервал не является одинаковым для точек области реконструкции, лежащих на одной прямой, тогда как для точек, принадлежащих одному и тому же лучу, вдоль которого распространяется излучение, он должен быть одинаковым.

Для модификации алгоритма обратного проецирования при параллельном излучении, обеспечивающей его применение для экспериментов на веерном пучке, необходимо включить представленные на рисунке 7 операции в начало цикла таким образом, чтобы расчет расстояния от точек области реконструкции до центральной линии происходил с учетом корректирующего фактора в соответствии с описанными в данном пункте формулами.

Эксперимент и результат обработки данных для случая с расходящейся геометрией рентгеновского пучка

Для подтверждения работоспособности алгоритма в качестве объекта исследования были выбраны протезы кровеносных сосудов “КемАнгиопротез”, изготовленные из внутренней грудной артерии крупного рогатого скота, используемые для постоянного замещения сегментов артериального русла (рисунок 12 слева).

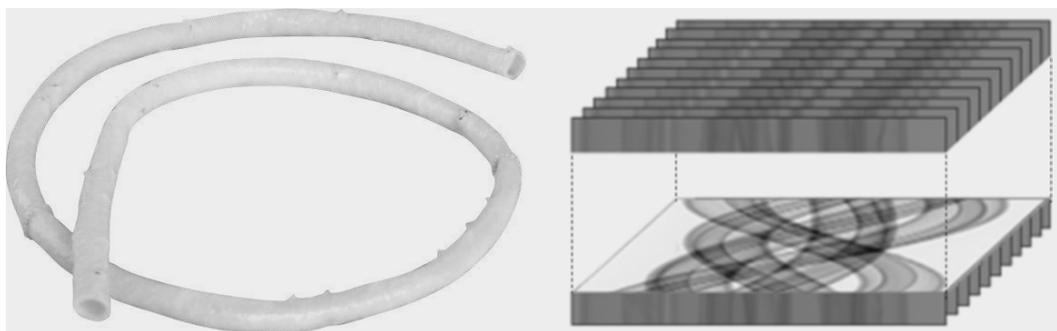


Рисунок 12 – Протез кровеносного сосуда компании «НеоКор» (<http://neocor.ru/pages/15.html>) (слева), набор проекций, поперечное сечение которых называется синограммой (справа)

Многие современные медицинские томографы, использующие рентгеновское излучение, построены на веерном пучке. Предполагается, что подобные системы будут использоваться для контроля и медицинской диагностики имплантированных сосудов.

Экспериментальная часть исследования была проведена на специализированной лабораторной установке, состоящей из рентгеновской трубки Comet MXR-451HP/11, плоскопанельного детектора PerkinElmer XRD-1642, стола для поворотного и линейного позиционирования DELKEN Automazioni DCNI 50 ST. В качестве системы синхронизации и управления использовалось программное обеспечение, разработанное на языке программирования Python в соответствии со спецификациями оборудования. Для имитации вертикального расположения протезы помещали внутрь

пластиковой трубки, которые затем фиксировали на поворотной платформе, точность линейного перемещения которой составляет 0,01 мм, точность вращения — 0,001 градуса. В эксперименте было использовано 5 сегментов протеза, которые, как описано выше, по отдельности были вертикально расположены внутри 5 пластиковых трубок соответствующей длины. Проекционные данные (рисунок 12 справа) представляли из себя набор из 600 проекций, полученных с угловым шагом 0,3 градуса. Очевидно, что суммарный угол поворота составлял 180 градусов, угол раскрытия веерного пучка — 4,151566 градуса, энергия рентгеновской трубки — 100 кэВ, расстояние от источника до центра вращения — 940 мм, расстояние от центра вращения до детектора (размер пикселя которого равен 200 мкм) — 3090 мм.

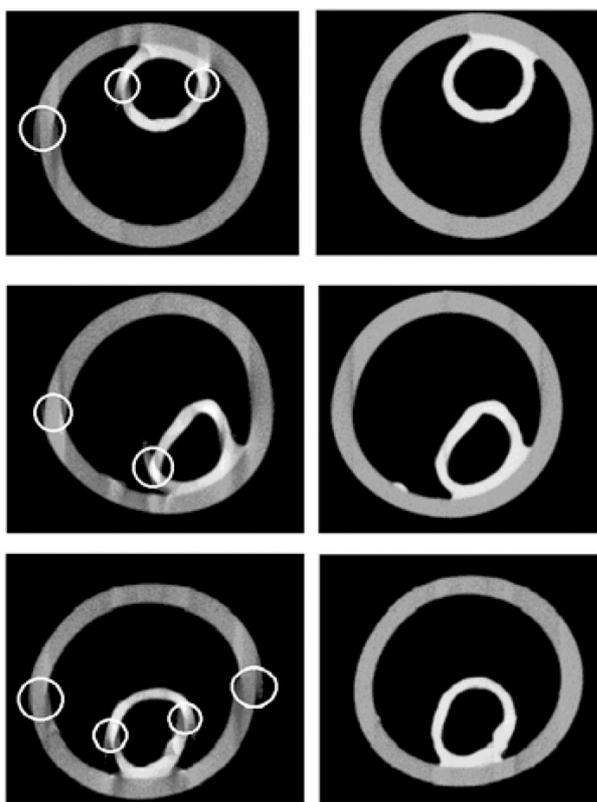


Рисунок 13 – Результаты реконструкции без и с учетом корректирующего фактора

На рисунке 13 в каждой паре изображений левое демонстрирует искажения (выделено окружностями — контуры реконструированного объекта не сходятся), вызванные применением алгоритма обратного проецирования к

проекционным данным, полученным при расходящейся геометрии, без учета корректирующего фактора.

Искажения возникают в результате несоответствия траекторий обратного проецирования реальным траекториям веерного пучка. Степень искажений возрастает с удалением позиции реконструируемого объекта от центра вращения — сегменты а, b, с. Учет корректирующего фактора позволяет избежать искажений (правое изображение)

В результате применения алгоритма было достигнуто достаточно высокое качество реконструкции, позволившее с приемлемой точностью оценить плотность исследуемых материалов, а также провести объемную визуализацию (рисунок 14) и поиск дефектов.

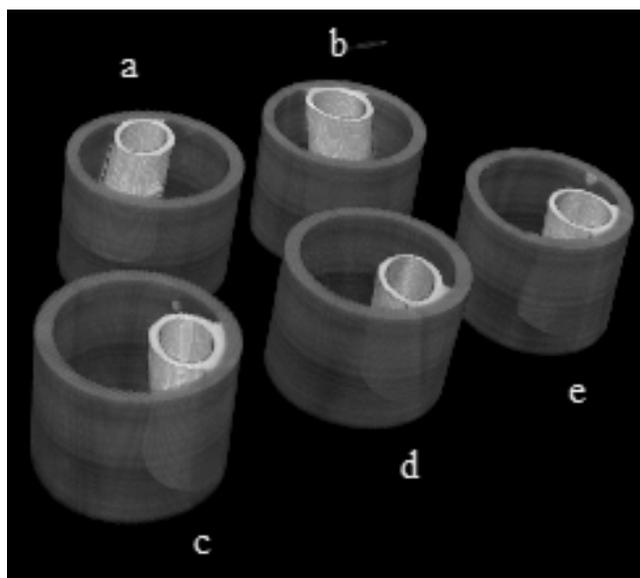


Рисунок 14 - Объемное представление исследуемого объекта

В данной части работы проведен анализ алгоритма томографической реконструкции под названием «алгоритм обратного проецирования». Были выявлены закономерности его работы, которые позволили реализовать алгоритм на практике с учетом особенностей эксперимента, а именно геометрии рентгеновского пучка. Реконструкции данных, полученных в результате применения параллельного излучения, и данных, полученных на расходящемся пучке, имеют принципиальное отличие. Продемонстрирована

неприменимость алгоритма обратного проецирования, реализованного для случая параллельного пучка, к проекционным данным, полученным на расходящемся пучке, без учета корректирующего фактора. Учет корректирующего фактора позволяет производить реконструкцию данных при расходящейся геометрии эксперимента с высокой точностью, адекватность результатов была проверена физическим экспериментом.

Решение проблемы томографического сканирования объектов детекторами малого размера

Цифровые рентгеновские детекторы имеют следующие основные характеристики: размер активной области детектора, фактор оптической восприимчивости поверхности детектора, размер пикселя, предельное пространственное разрешение, размер матрицы изображения, динамический диапазон, вес и т.д. Очевидно, что с увеличением размера активной области детектора будет увеличиваться его цена. Необходимость проводить томографическое исследование объектов, например, вытянутых вдоль одного из своих измерений может требовать применения детекторов соответствующего размера. Это может привести к нехватке бюджета в условиях его ограниченности.



Рисунок 15 – Примеры детекторов: Vieworks Vivix-S и Carestream DRX-1

В данной ситуации становятся актуальными методы оптимизации технологии проведения томографического эксперимента, в частности геометрии сканирования и алгоритма реконструкции. Наиболее простым

решением задачи является последовательное смещение детектора вдоль самого длинного измерения объекта, при его полном покрытии пучком излучения, как показано на рисунке 16.

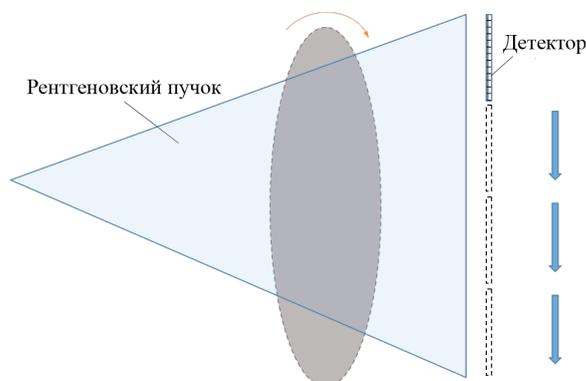


Рисунок 16 – Схематичное изображение геометрии сканирования при смещении детектора вдоль объекта исследования (вид сверху)

Простейшим алгоритмом реконструкции изображений в компьютерной томографии является алгоритм обратного проецирования, в соответствии с которым оценка плотности $u(x, y)$ вычисляется следующим образом. Проекция $p(s, \theta)$ функции двух переменных $u(x, y)$ для каждого значения угла θ представляет собой одномерную функцию. Ее можно преобразовать в двумерную, зафиксировав угол θ и растянув (выполнив обратное проецирование) по всей плоскости (x, y) в соответствии с выражением

$$p_{\theta}(x, y) = p(x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta, \theta) \quad (2)$$

Очевидно, сечение двумерной функции $p_{\theta}(x, y)$ плоскостью, перпендикулярной плоскости (x, y) и проекция которой на плоскость (x, y) с осью x составляет угол θ , равно $p(x, \theta)$. Далее складываем все обратные проекции $p_{\theta}(x, y)$ для $0 \leq \theta \leq \pi$. В результате получим суммарное изображение, которое используется в качестве функции плотности $u(x, y)$ [5].

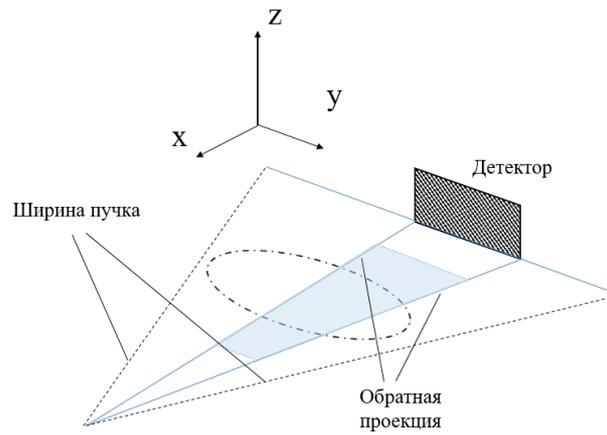


Рисунок 17 – Схема обратного проецирования при использовании оптимизированного алгоритма

Оптимизация алгоритма заключается в обратном проецировании проекционных данных, полученных на каждом этапе смещения детектора, вдоль их реальных траекторий в рассматриваемой области реконструкции, как показана на рисунке 17.

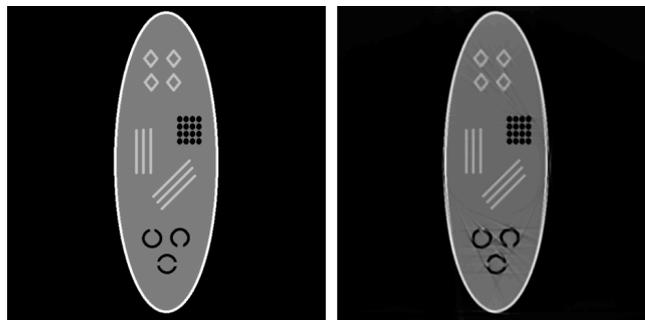


Рисунок 18 – Фантом слева и его реконструированное изображение справа

Для моделирования был сгенерирован тестовый образец (рисунок 18) в виде изображения вытянутого овального объекта с большим количеством легкоидентифицируемых форм внутри для проверки работоспособности алгоритма. Сбор всех обратных проекций, полученных на каждом этапе смещения детектора и их дальнейшее складывание между собой позволили получить реконструированное изображение сгенерированного фантома.

Представленный результат реконструкции (рисунок 18 справа) не подвергался дополнительной фильтрации и обработке алгоритмами

устранения артефактов, на что указывают полосовые артефакты, которые вызваны «склеиванием» частей объекта реконструированных отдельно. Реконструкции частей тестового объекта для трех этапов смещения детектора представлены на рисунке 5.

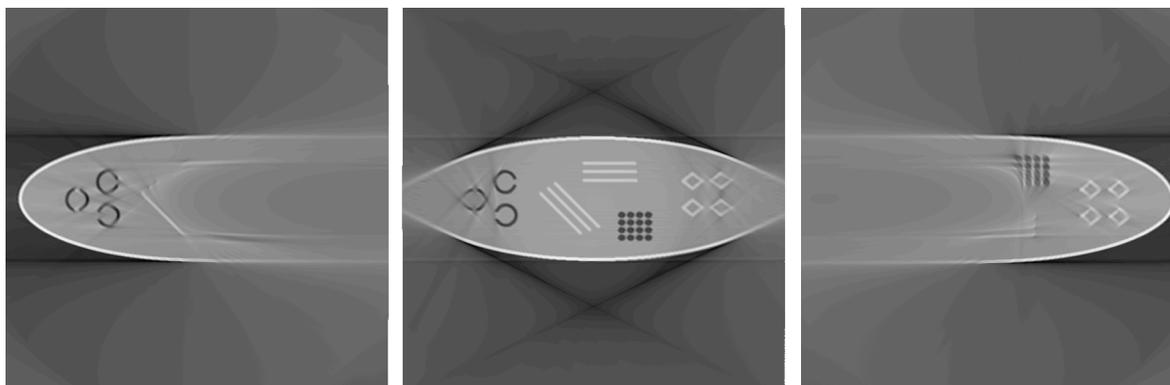


Рисунок 19 – Результаты реконструкции с трех этапов смещения детектора

Применение оптимизированного алгоритма обратного проецирования может позволить применять детекторы, размеры которых уступают размерам исследуемых объектов, что позволит значительно сократить расходы на покупку оборудования при проектировании установки для рентгеновской томографии.

Уменьшение дозы облучения пациента при томографическом исследовании путём применения модифицированного алгоритма обратного проецирования

На сегодняшний день рентгеновская томография является одним из самых распространённых методов медицинской диагностики. С течением времени технологии проектирования рентгеновских томографов позволяют достигать важных результатов: высокое пространственное разрешение, высокий уровень воспроизводимости, простота применения и так далее. Но несмотря на технический прогресс всё ещё есть аспекты, нуждающиеся в совершенствовании и оптимизации. Снижение дозы облучения относится к

самым актуальным и важным из них. Визуализация сложных микроструктур, в которой нуждается медицина, требует длительного времени проведения эксперимента, это приводит к увеличению дозы облучения. В данной работе предлагается модифицированный алгоритм обратного проецирования в качестве перспективного решения проблемы уровня дозы облучения.

С момента открытия Вильгельмом Рентгеном проникающего излучения в 1895 году на основе этого научного достижения было совершено много технологических прорывов. Материаловедение, геология, промышленный неразрушающий контроль, медицинская диагностика вышли на качественно новый уровень благодаря возможностям, предоставляемым технологией рентгеновской визуализации. Медицинская диагностика в отличие от других областей применения имеет гораздо больше ограничений особенно с точки зрения клинического применения. Одной из самых актуальных проблем применения томографического анализа в медицине является уменьшение дозы облучения пациента. Пациенты со сложными заболеваниями, как например рак, должны регулярно проходить процедуру диагностики с целью контроля текущего состояния опухоли. Но для большинства пациентов подобная возможность отсутствует по причине того, что медицинское оборудование, применяемое для диагностики и часто устаревшее, не удовлетворяет требованиям по дозе облучения особенно с точки зрения регулярного диагностического контроля. Средние значения эффективной дозы по областям исследования для стандартного и низкодозного исследований представлены в таблице 1. При этом контрольный уровень дозы, рекомендуемый для группы рентгенологических исследований, проводимых с диагностической целью, составляет 15 мЗв в год.

Таблица 1 – Сравнение средних эффективных доз (ЭД) облучения пациентов при стандартных и низкодозных однофазных КТ головы, области грудной клетки (ОГК), области брюшной полости (ОБП) и области малого таза

(ОМТ), данные представлены для ASIR алгоритма – метода адаптивной статистической итеративной реконструкции [9].

	ЭД (мЗв) по областям исследования у отдельных пациентов					
	Голова	ОГК	ОБП	ОБП+ОМТ	ОГК+ОБП	ОГК+ОБП+ОМТ
Стандартные	1.83	6.04	11.47	11.47	6.04 + 11.47	3.5
Низкодозные	1.46	4.41	1.86	3.18	3.34	1.2

При этом нужно заметить, что число ежегодно выполняемых в России диагностических процедур с использованием ионизирующего излучения монотонно возрастает и в 2013 году превысило 250 миллионов, что в пересчёте на душу населения составляет 1,8 процедуры в год. Численно преобладают рентгенографические (64%) и флюорографические (32%) исследования. Наиболее быстро (рисунок 1) растет число КТ-исследований.

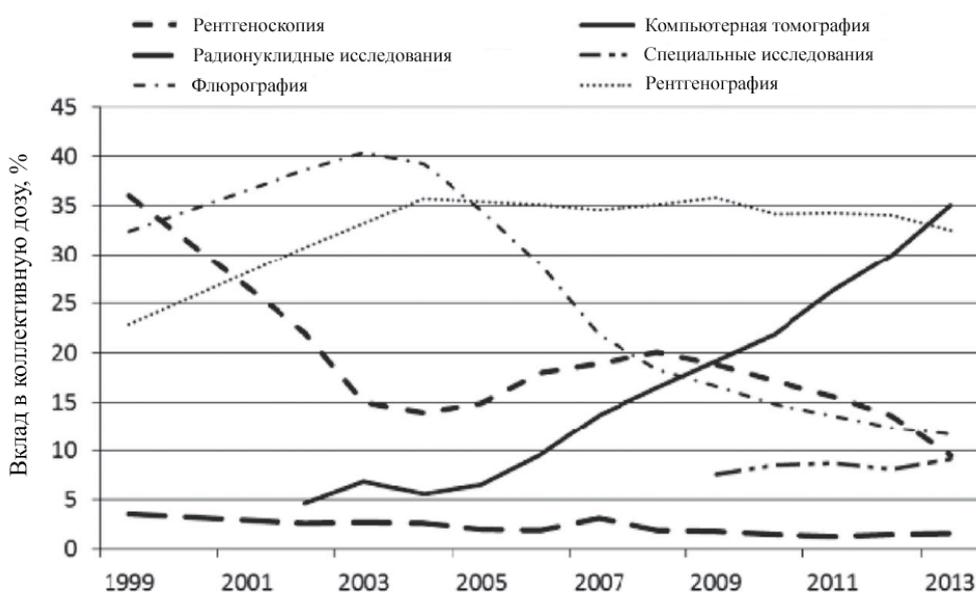


Рисунок 20 – Динамика вклада различных видов лучевой диагностики в коллективную дозу медицинского облучения населения России [10, 11]

При имеющейся тенденции переоснащения отечественной лучевой диагностики современными приборами и методиками можно ожидать значительного роста услуг лучевой диагностики в ближайшие годы, в первую

очередь, компьютерной томографии, и связанного с этим увеличения уровней медицинского облучения. В связи с этим методы уменьшения дозы облучения при томографическом исследовании приобретают особую актуальность [12].

Данная работа посвящена модификации геометрии томографического сканирования с целью уменьшения дозы облучения пациента. Также в статье представлен модифицированный алгоритм обратного проецирования, применение которого обеспечивает реконструкцию и визуализацию данных, полученных при помощи предлагаемой геометрии. Существует 3 параметра, которые фактически определяют величину дозы облучения: интенсивность рентгеновского пучка, время экспозиции и площадь экспонирования или ширина рентгеновского пучка. Стандартный алгоритм обратного проецирования обеспечивает реконструкцию при выполнении нескольких условий. Одним из этих условий является совпадение центра исследуемого объекта с оптической осью системы и непосредственно с осью вращения. Поэтому, если область интереса находится близко к краю реконструируемого объема, то для реконструкции необходимо увеличить площадь экспонирования таким образом, что будет обеспечено полное покрытие объекта (рисунок 2, неколлимированный пучок). Одним из возможных решений является поперечное смещение объекта исследования таким образом, что центр области интереса при коллимированном пучке будет совпадать с оптической осью системы и центром вращения. Такое решение может обеспечить работоспособность стандартного алгоритма обратного проецирования. В случае фиксированных времени экспозиции и интенсивности излучения даже с учётом коллимации пучка величина дозы облучения пациента будет оставаться на опасном для человека уровне, если говорить о регулярной профилактической процедуре диагностического контроля.

Предлагаемый подход основывается на очевидном предположении, что при фиксированных времени и интенсивности рентгеновского излучения

уменьшение площади экспонирования будет вести к уменьшению дозы облучения. Предлагается сколлимировать рентгеновский пучок точно на область интереса и применять специальную модификацию алгоритма реконструкции, который устранил необходимость совмещения центра области реконструкции с осью вращения и оптической осью системы. Результаты представленного исследования могут служить фундаментальной основой для проектирования медицинских рентгеновских томографов со значительно сниженной дозой облучения пациента.

Основная идея предлагаемого метода заключается в том, чтобы сколлимировать рентгеновский пучок, добиваясь таким образом минимизации площади экспонирования, чтобы его ширина совпадала с шириной области интереса. При этом подход допускает сохранение оси вращения в центре самого объекта исследования. Данный подход позволяет уменьшить дозу облучения пропорционально с уменьшением площади экспонирования в сравнении со случаем полного покрытия объекта.

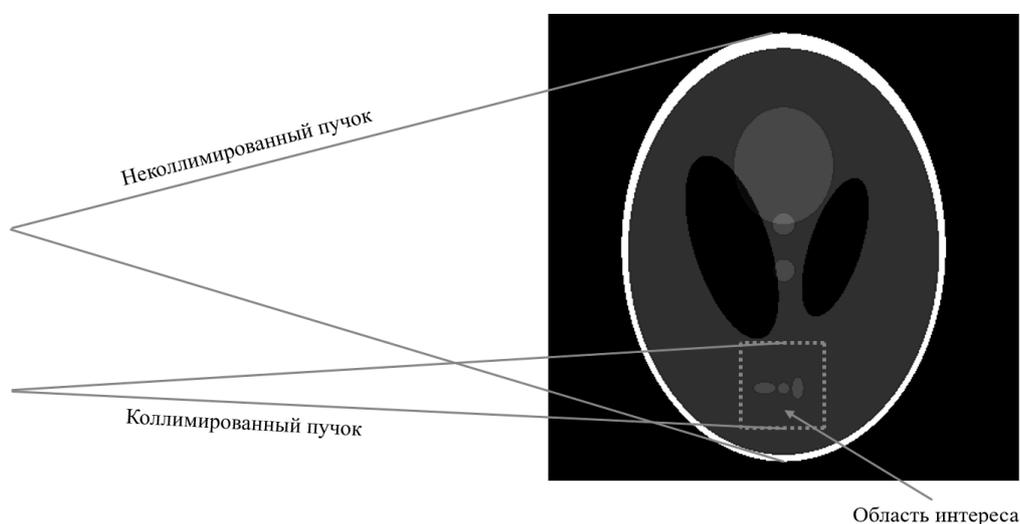


Рисунок 21 – Коллимация пучка на область интереса (вид сверху)

Для моделирования предлагаемой геометрии томографического сканирования были использованы различные фантомы, идеей примененного к моделированию подхода является интерпретация используемых фантомов в качестве слоя исследуемого объекта. Схематичное представление

предлагаемого подхода на основе фантома Шеппа-Логана с выделенной областью интереса представлено на рисунке 2.

Так как стандартный алгоритм обратного проецирования не обеспечивает реконструкцию объекта из данных, полученных при помощи предлагаемой геометрии сканирования, необходимо было провести его модификацию. Операцию обратного проецирования математически можно описать следующим образом:

$$f_{БР}(x, y) = \int_0^\pi p(x \cos \varphi + y \sin \varphi, \varphi) d\varphi, \quad (1)$$

где p – это образ Радона функции $f_{БР}$ и φ – это угловой шаг. Однако, геометрически операцию обратного проецирования выглядит намного проще, а именно представляет собой растягивание синограммы в обратном направлении вдоль изначальной траектории распространения рентгеновского пучка. Так что для модификации алгоритма обратного проецирования в соответствии с предложенной геометрией сканирования необходимо предварительно рассчитать точную траекторию смещенного пучка в области реконструкции и аппроксимировать в пиксели с полученными координатами значения, содержащиеся в синограмме (рисунок 3). Такой подход позволяет уменьшить площадь экспонирования, а также совсем не экспонировать те части исследуемого объекта, которые не представляют интереса с точки зрения конкретного эксперимента.

Для расчета траектории смещенного пучка в области реконструкции необходимо исходить из координат источника излучения и детектора в декартовой системе координат. Общие детали математической интерпретации задачи, а также подход к её программной реализации представлены в [13]. Важным моментом при расчётах является точное значение величины смещения, потому как эта величина и определяет новое положение источника излучения и детектора, им задаются изначальное. Расчёт координат источника и детектора достаточно прост, необходимо лишь применить тригонометрические соотношения, а также рассматривать

геометрию сканирования в полярной системе координат, а затем осуществлять перевод полученных координат в декартову.

Для верификации работоспособности предложенного подхода в соответствии с представленным описанием было проведено компьютерное моделирование, результаты которого представлены в следующем пункте.

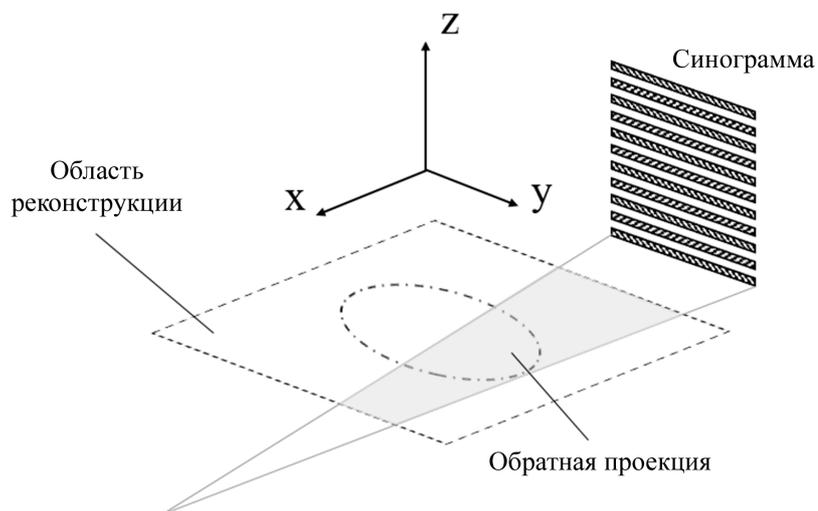


Рисунок 22 – Проецирование строки синограммы в обратном направлении вдоль смещенной траектории распространения излучения

Для верификации работоспособности модифицированного алгоритма обратного проецирования была смоделирована предложенная геометрия томографического сканирования. Моделирование производилось на основе метода, в соответствии с которым рассматриваемый рентгеновский пучок разбивается на отдельные лучи [14]. Значения пикселей, лежащих на траекториях этих лучей суммируются отдельно для каждого луча, в результате чего получается строка синограммы (рисунок 4). Итерация повторяется для каждого угла поворота.

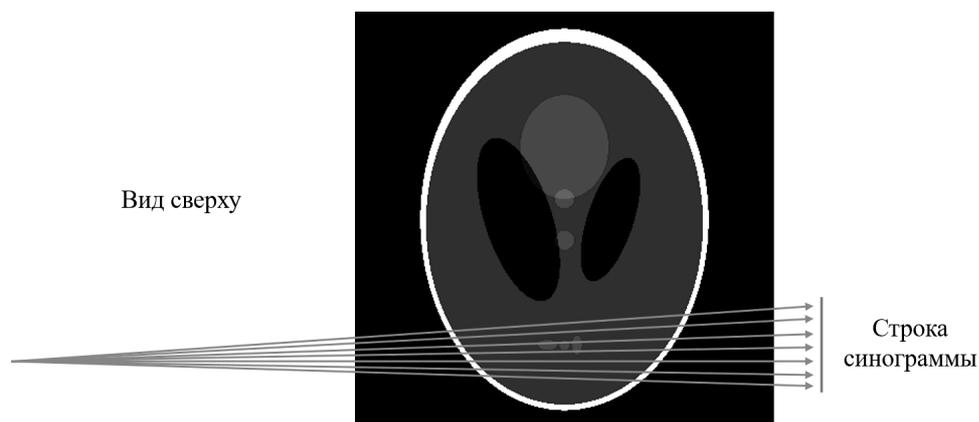


Рисунок 23 – Схематичное представление применённой модели пучка рентгеновского излучения

На рисунке 5 представлены два изображения. Слева – синограмма, которая была получена в результате компьютерного моделирования томографического эксперимента, сбор данных в котором производился стандартным методом, когда неколлимированный пучок полностью покрывает объект. Справа – реконструкция исходного фантома, полученная при помощи стандартных средств соответствующей библиотеки MATLAB [15]. Соответствие реконструированного изображения его исходному фантому показывает достоверность работы инструмента, применявшегося для моделирования.

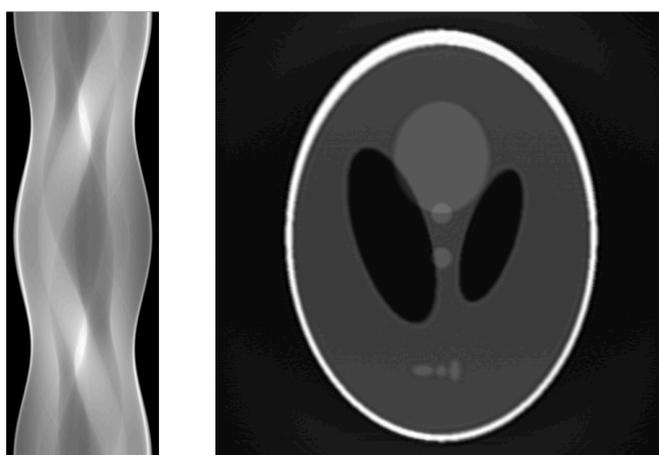


Рисунок 24 – Результаты моделирования

На рисунке 24 представлен следующий этап моделирования, угол раскрытия пучка в котором был уменьшен в 2 раза, что соответственно привело к уменьшению площади экспонирования. В центре рисунка расположена усеченная синограмма, из которой было реконструировано изображение, представленное справа. В данном случае диапазон вращения составил 360 градусов, а угловой шаг 0.3 градуса. Подобная конфигурация системы даже при неполном покрытии с учетом применения модифицированного алгоритма обратного проецирования обеспечивает качественную реконструкцию исходного изображения.

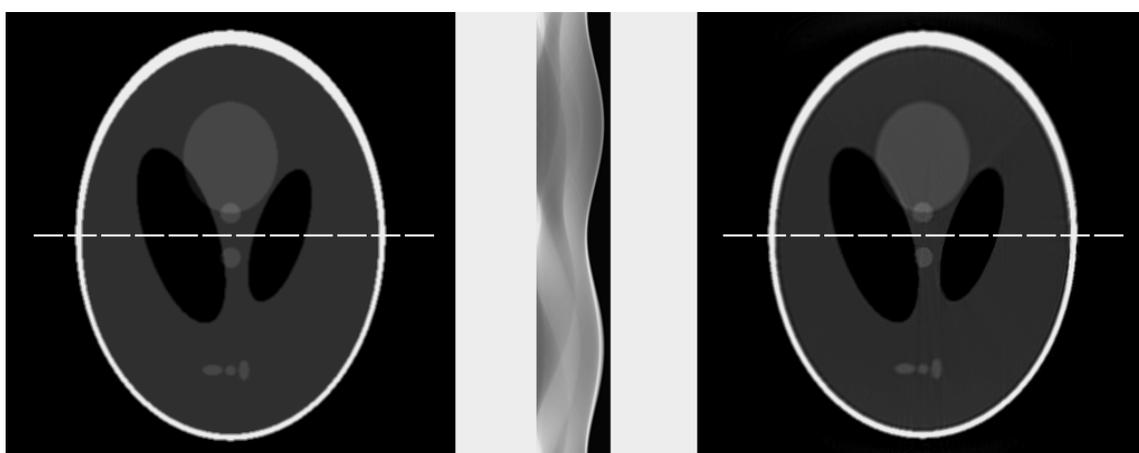


Рисунок 25 – Слева: исходный фантом и схема экспонирования; в центре: усеченная синограмма, полученная в результате смещения системы; справа: реконструированное изображение

В данном случае не рассматривается проблема ограниченного угла зрения, так как необходимый минимальный набор исходных данных, получаемый при полном покрытии на угловом диапазоне 180 градусов, можно набрать при половинном покрытии на диапазоне в 360 градусов. На рисунке 7 схематично показано соответствие между областями полной и усечённой синограммы. Таким образом, предлагаемая геометрия не ограничивает угол зрения, а лишь меняет способ сбора необходимых для реконструкции данных.

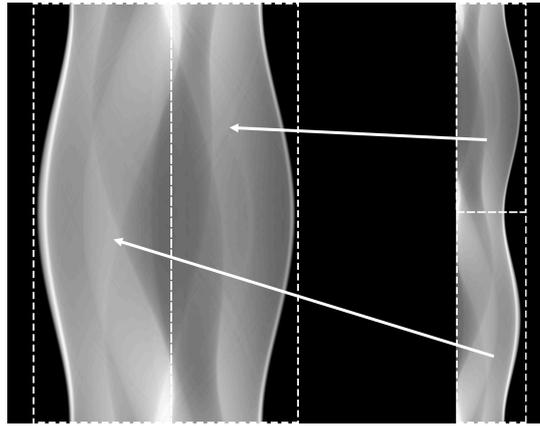


Рисунок 26 – Верхняя половина усеченной синограммы соответствует правой части полной, и нижняя часть усеченной синограммы есть левая отраженная по горизонтали половина полной синограммы

Для оценки качества реконструированного изображения приведем его горизонтальный профиль и сравним его с горизонтальным профилем исходного изображения.

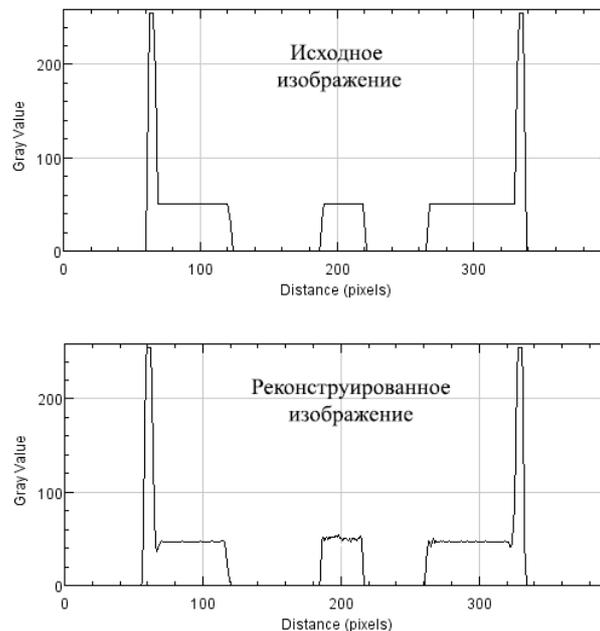


Рисунок 27 – Горизонтальные профили исходного и реконструированного изображения, взятые по линиям, представленным на рисунке 25

Теперь предположим, что областью интереса является только нижняя половина фантома, которая находится в зоне экспонирования. В этом случае можно применить аналогичную схему сканирования с отличием лишь в том,

что диапазон вращения образца составит 180 градусов. Именно столько нужно, чтобы интересующая область объекта вышла из зоны покрытия пучка. Результаты моделирования и реконструкция нижней половины исходного фантома представлены на рисунке 9.

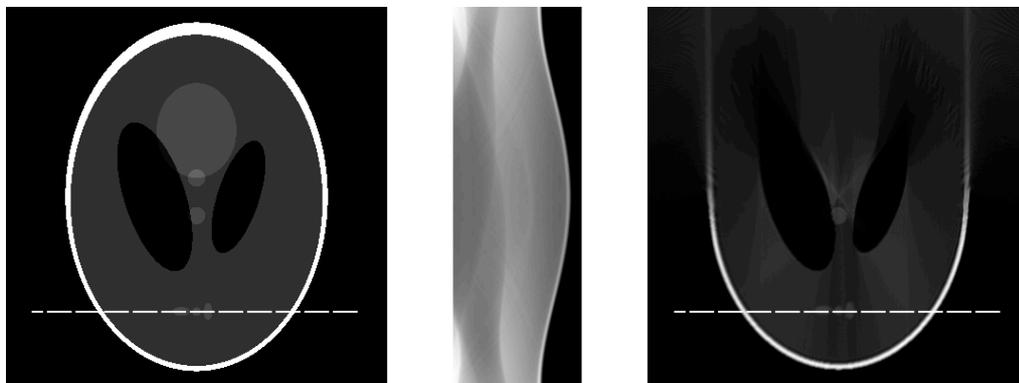


Рисунок 28 – Слева: исходный фантом и схема экспонирования; в центре: усеченная синограмма, полученная в результате смещения системы; справа: реконструированная часть фантома

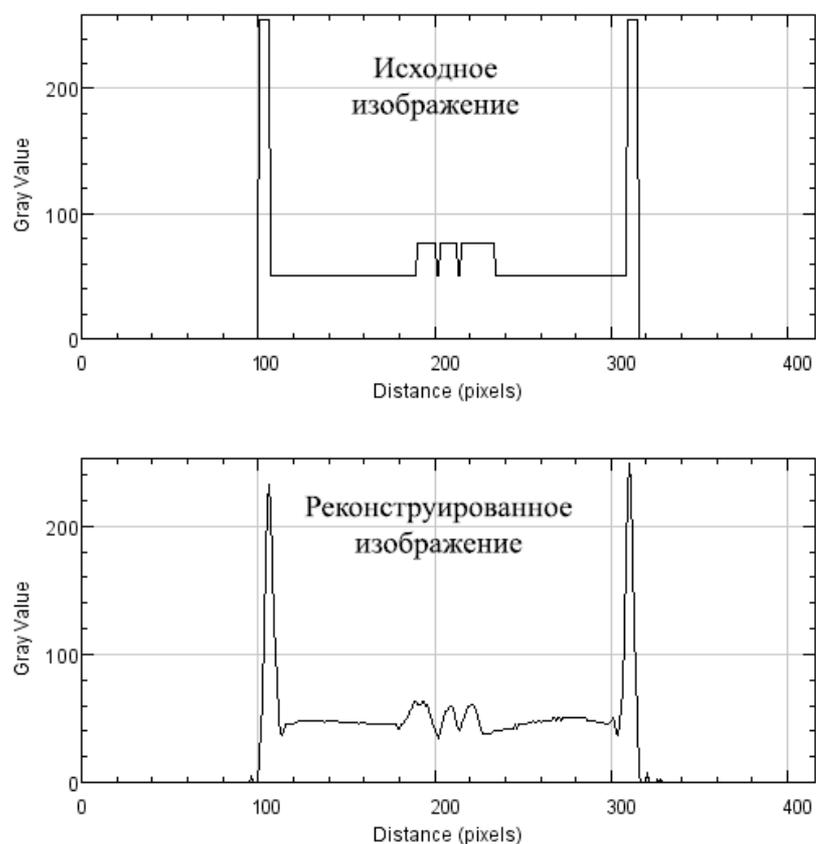


Рисунок 29 – Горизонтальные профили исходного и реконструированного изображения, взятые по линиям, представленным на рисунке 28

Для оценки качества реконструированного изображения аналогичным образом приведем его горизонтальный профиль и сравним его с горизонтальным профилем исходного изображения.

При моделировании предлагаемой геометрии томографического сканирования уровень дозы облучения оценивался пропорционально площади экспонирования. Известно, что для оценки поглощенных доз в органах и тканях и эффективных доз при компьютерной томографии используются две величины: CTDI и DLP. CTDI (Computed Tomography Dose Index, компьютерно-томографический индекс дозы) – это интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки, *нормализованный к ширине рентгеновского луча*. Величина CTDI определяется техническими особенностями сканера и параметрами протокола КТ-исследования. Таким образом, благодаря сокращению ширины рентгеновского пучка можно добиться понижения дозы. Также приведенные горизонтальные профили исходных и реконструированных данных позволяют оценить приемлемое качество полученных изображений.

По сравнению с первым этапом моделирования, где был выбран угол раскрытия пучка таким образом, чтобы обеспечить полное покрытие, на последующих этапах ширина пучка была сокращена в 2 раза для реконструкций, представленных на рисунках 6 и 8. Соответственно можно сделать вывод о том, что эффективная доза уменьшилась пропорционально [16]. При моделировании были использованы следующие параметры: угол раскрытия пучка 1.2 и 0.6 градусов, разрешение детектора 100 мкм, расстояние от источника до центра вращения 1000 мм, расстояние от источника до детектора 1800 мм, угловой шаг 0.3 градуса, диапазон углового поворота 180/360 градусов.

Возможность уменьшения дозы облучения пациента при рентгеновском томографическом исследовании путём применения модифицированного алгоритма обратного проецирования подтверждается результатами

компьютерного моделирования. Следующим этапом работы станет проверка работоспособности предложенного подхода экспериментальным путём на физических фантомах с определением дозы облучения при полном покрытии и при коллимированном пучке.

Уменьшение дозы облучения пациента является одной из самых актуальных задач в медицинской диагностике. Процесс лечения многих заболеваний требует отслеживания состояния пациента на каждом его этапе. Учёным следует обратить внимание не только на аппаратное решение данной проблемы, но также и на совершенствование программного обеспечения. Только комплексный подход к проблеме уменьшения дозы облучения пациента способен обеспечить её решение.

Томографический контроль сварных соединений с применением оптимизированного алгоритма обратного проецирования

Рентгеновская томография является одним из самых распространенных методов неразрушающего контроля, в частности его применение позволяет обнаруживать микроскопические дефекты, такие как, например, трещины, поры или раковины в сварных соединениях. Метод хорошо подходит для дефектоскопии сварных соединений труб небольшого диаметра, но в случае труб крупного диаметра подход сталкивается с рядом проблем. Основной проблемой является невозможность проведения томографического контроля из-за превышения размеров труба габаритов рентгеновской установки, решение которой значительно увеличивает себестоимость системы контроля. В работе предлагается применение оптимизированного алгоритма реконструкции для рентгеновского контроля сварных соединений труб большого диаметра. Результаты моделирования, приведенные в статье, демонстрируют работоспособность работы рассматриваемого подхода. Разработанный алгоритм является модификацией алгоритма обратного проецирования.

В настоящее время для проведения неразрушающего контроля сварных соединений труб на основе рентгеновской томографии применяют стандартную геометрию томографического эксперимента. Стандартная геометрия томографического эксперимента подразумевает, что источник рентгеновского излучения, центр исследуемого объекта и детектор располагаются на одной прямой, таким образом, что ось вращения объекта точно совпадает с его центром.

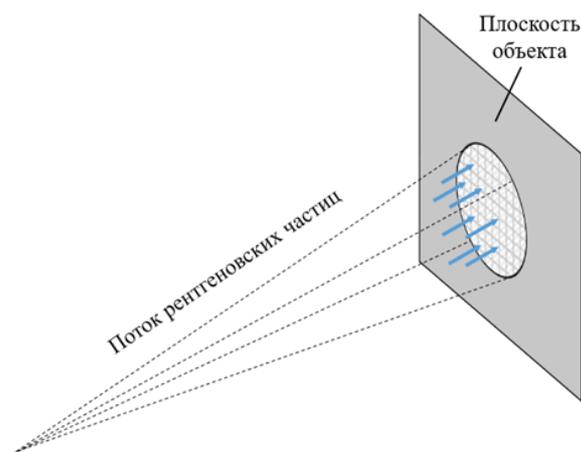


Рисунок 30 – Стандартная геометрия томографического эксперимента

На рисунке 30 схематично изображен процесс томографического сканирования трубы пучком веерообразной формы. Так как условия стандартной геометрии соблюдены, и размеры исследуемого объекта не превышают габариты установки, любой простейший алгоритм томографической реконструкции способен справиться с реконструкцией исследуемого объекта при данной конфигурации системы.

Предположим, что диаметр трубы достаточно велик, чтобы ширины рентгеновского пучка не было достаточно для полного покрытия сечения трубы. При этом увеличение расстояния между источником и детектором, вызванное увеличением диаметра объекта, неизбежно ведет к ухудшению качества реконструированных изображений, связанному с ослаблением рентгеновского пучка в воздухе. Также для обеспечения точности при полной

реконструкции необходимо решить проблему недостаточности площади детектирующей поверхности, что может значительно увеличить время проведения эксперимента.

Таким образом, в области неразрушающего контроля сварных соединений труб большого диаметра актуальной задачей является разработка оптимальной геометрии томографического сканирования, а также разработка алгоритма томографической реконструкции, который позволит производить обработку данных, полученных на основе новой геометрии, и визуализировать исследуемый объект для проведения анализа на наличие дефектов, с целью их дальнейшей классификации и локализации в реконструированном объеме.

Для проведения контроля сварных соединений труб большого диаметра предлагается применять конфигурацию установки, представленную на рисунке 31. Основным отличием данной геометрии от стандартной является коллимация пучка на крайней части контролируемой трубе.

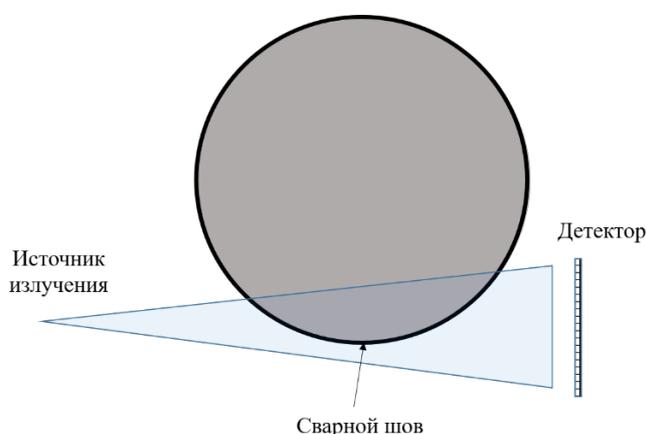


Рисунок 31 – Коллимация пучка на сварном соединении

В этом случае, как и при стандартной геометрии сканирования, исходными данными для реконструкции будут являться проекции объекта исследования. Однако стандартный алгоритм обратного проецирования [2] не подходит для реконструкции данных, полученных на коллированном пучке. Соответственно алгоритм нуждается в оптимизации, которая заключается в

расчете реальных траекторий обратного проецирования [3], и их дальнейшем использовании непосредственно для операций обратного проецирования в процессе реконструкции (рисунок 3).

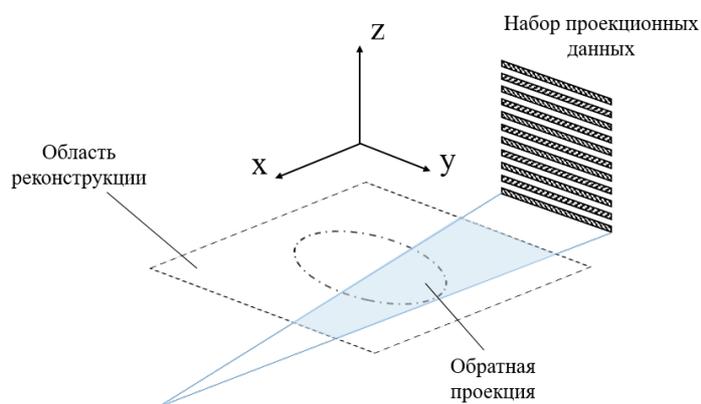


Рисунок 32 – Обратное проецирование данных, полученных на коллимированном пучке

В ходе работы был использован образец сварного соединения, фотография которого представлена на рисунке 33.



Рисунок 33 – Образец исследуемого сварного соединения

Данные для реконструкции и трехмерной визуализации данного образца были собраны стандартным томографическим сканированием. Непосредственные реконструкция и визуализация были получены с применением коммерческого программного обеспечения. Как видно из рисунка 34, объем данного образца сварного соединения содержит большое количество дефектов различного типа.

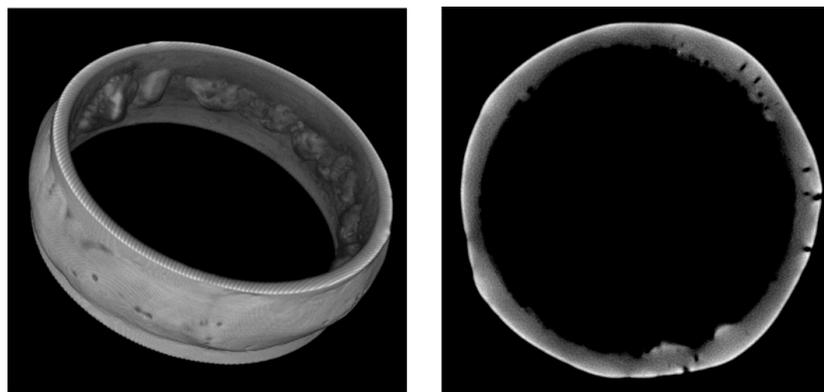


Рисунок 34 – Трехмерная визуализация сварного соединения (слева), сечение исследуемого сварного шва (справа)

Для моделирования и проверки работоспособности предложенного подхода было использовано сечение сварного соединения, представленного на рисунке 34 справа. В результате применения оптимизированного алгоритма обратного проецирования было реконструировано идентичное сечение, на котором достаточно хорошо видны дефекты, форма и расположение которых подтверждают работоспособность алгоритма. Для её демонстрации к полученному изображению (рисунок 35) не применялись никакие операции фильтрации или устранения артефактов. Поэтому можно заметить наличие полосовых артефактов.

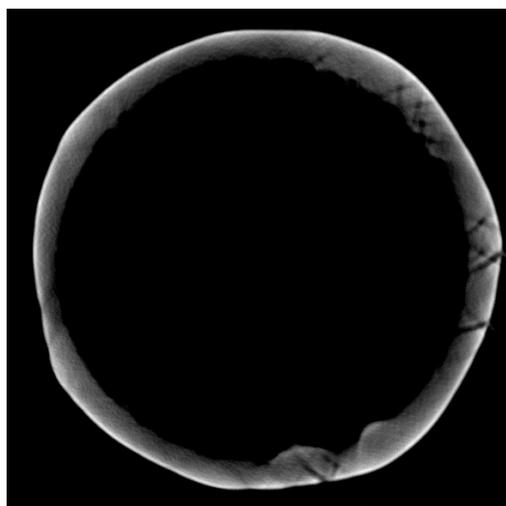


Рисунок 35 – Результат применения оптимизированного алгоритма обратного проецирования

Результаты моделирования позволяют утверждать, что предлагаемый подход для проведения неразрушающего контроля сварных соединений труб

большого диаметра является работоспособным. Применение оптимизированного алгоритма открывает возможности для проектирования рентгеновской установки, способной производить сканирование на основе предложенной геометрии. В дальнейшем будут предприняты меры по оптимизации разработанного метода с целью устранения полосовых артефактов.

Оптимизированный алгоритм фильтрованных обратных проекций для сканирования образца с пошаговым сдвигом

Разнообразие современных рентгеновских источников открывает возможности для проведения измерений широкого круга различных образцов. Диапазон включает объекты с различными свойствами, такими как плотность, количество и типы дефектов, а также размер, который может существенно изменяться от образца к образцу. Благодаря разработке переносных высокоэнергетических рентгеновских источников, таких как бетатроны, теперь можно исследовать объекты больших размеров. Хотя размеры таких объектов могут превышать размеры рентгеновских установок, необходимых для разработки новых типов геометрии сканирования и принятия алгоритмов реконструкции и визуализации, сканирование объекта по его самому длинному размеру является одним из способов исследования таких объектов. В этой статье мы представляем подход к скачкообразному сканированию и адаптацию отфильтрованного алгоритма обратной проекции для этого типа измерений. Разработанный алгоритм позволяет получить визуализацию всего объема объекта из комбинации всех шагов сканирования или визуализировать отдельные части объекта из усеченного набора данных.

Представленная работа посвящена решению одной из самых сложных задач рентгеновского анализа - так называемой проблемы с длинными объектами (рисунок 36). Проведение рентгеновских томографических измерений часто сталкивается с этой проблемой не только в промышленном

применении с огромными и массивными объектами для целей осмотра, но и во время применения в биомедицинских полях. Требования к качеству реконструкции в промышленных и особенно в биомедицинских приложениях создают потребность в работе с высокоточными системами детектирования. Расходы на современные детекторы высокого разрешения очень значительны. Эти детекторы изготавливаются в прямоугольной сегментированной форме, и обычно у клиентов есть возможность заказать оптимальное соотношение сторон. Цена увеличивается по мере увеличения площади детектора. Существует несколько подходов, которые могут решить проблему, такие как алгоритм ZB [17], алгоритмы FDK [18] и другие, основанные на геометрии спирального сканирования [19]. Кроме того, существуют различные алгоритмы восстановления объекта исследования из-за ограниченных томографических данных, например, путем анализа инверсии усеченного преобразования Гильберта [20] или даже путем расширения изображений за пределами поля измерений с помощью адаптивного подхода децентрализации [21].

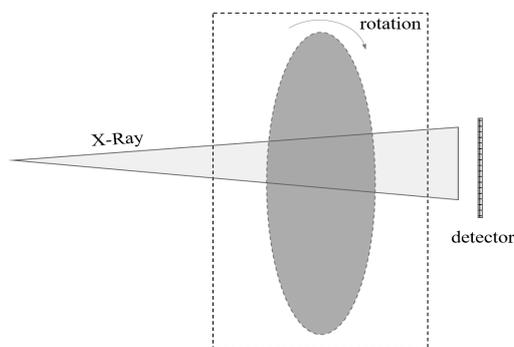


Рисунок 36 – Проблема сканирования протяженных объектов

Одним из способов решения проблемы с длинными объектами является построение геометрии сканирования по самому длинному размеру образца и применение некоторых принципов вращения для каждого поперечного сдвига, как показано на рисунке 37. Здесь центр вращения по-прежнему совпадает с центром объекта. Процедура сканирования в последовательном

способе может быть описана следующим образом: источник и детектор расположены так же, как и в (шаг 1), затем образец вращается в выбранном угловом диапазоне, где детектор получает усеченный набор данных, и образец возвращается к своему исходное положение. Затем детектор и источник перемещаются в следующее положение (этап 2), и эта процедура повторяется последовательно до тех пор, пока не будет достигнуто полное сканирование образца. Количество таких циклов равно числу поперечных шагов.

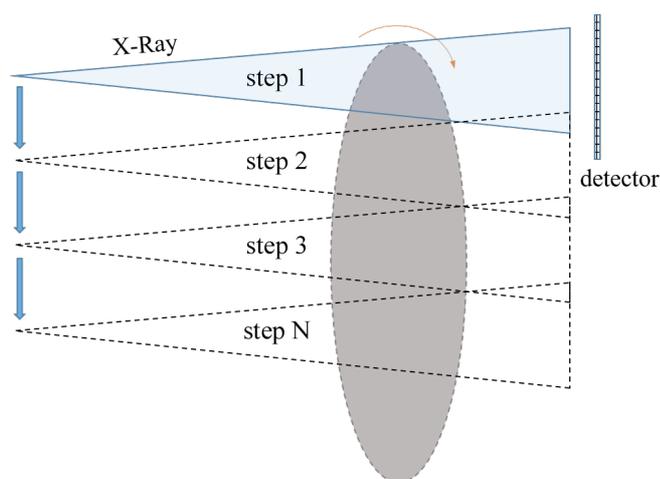


Рисунок 37 – Сканирование образца с пошаговым сдвигом вдоль наиболее длинной оси

Сканирование с шагом сдвига также является одним из способов снижения затрат на детекторы высокого разрешения с большой площадью сенсора. Применение перехода к детектору, как показано на рисунке 38, позволяет избежать затрат на проектирование больших детекторов. Однако алгоритм реконструкции должен быть оптимизирован для такого типа измерений, а также для упомянутой ранее геометрии сканирования.

Стандартный отфильтрованный алгоритм обратной проекции требует совпадения центра вращения и оптической оси системы, что обычно означает, что центр вращения лежит прямо напротив центра детектора. Такое позиционирование и ориентация системы позволяет восстанавливать измеряемый объект просто путем накопления обратных проекций,

проецируемых вдоль оптической оси, с учетом формы излучения - параллельного или веерного луча.

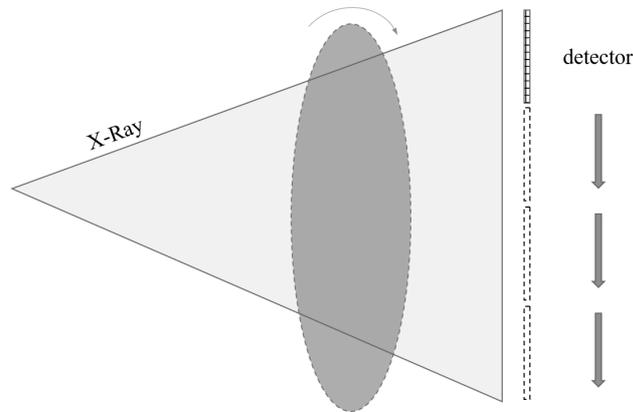


Рисунок 38 – Концепт применения пошагового сдвига к детектору

В случае сканирования с шагом сдвига условие согласования центра вращения и оптической оси не выполняется. Алгоритм обратной проекции необходимо модернизировать для выполнения этой операции вдоль точных траекторий луча для каждого угла поворота системы. На рисунке 39 схематически показана идея для обоих случаев, описанных выше.

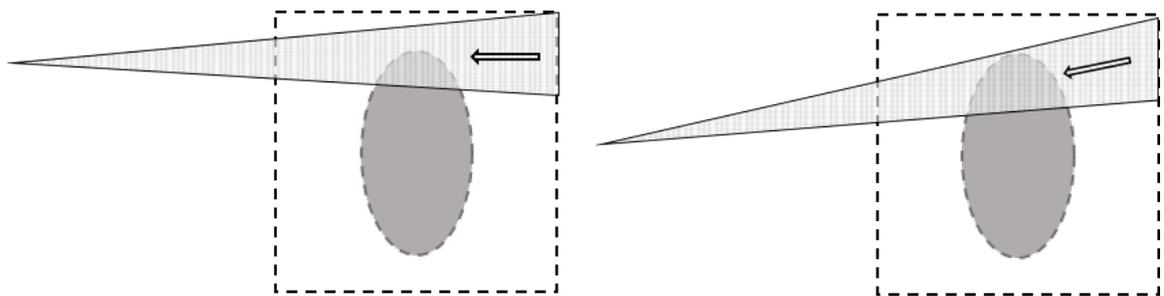


Рисунок 39 – Обратное проецирование для сдвига образца (слева), для сдвига детектора (справа)

Интерполяция каждого значения, генерируемого детектором вдоль реальных траекторий пучка в декартовой системе координат, математически представляет операцию обратного проецирования. Изображение,

восстановленное со сканируемой области объекта, формируется путем суммирования всех соответствующих обратных проекций (рисунок 40).

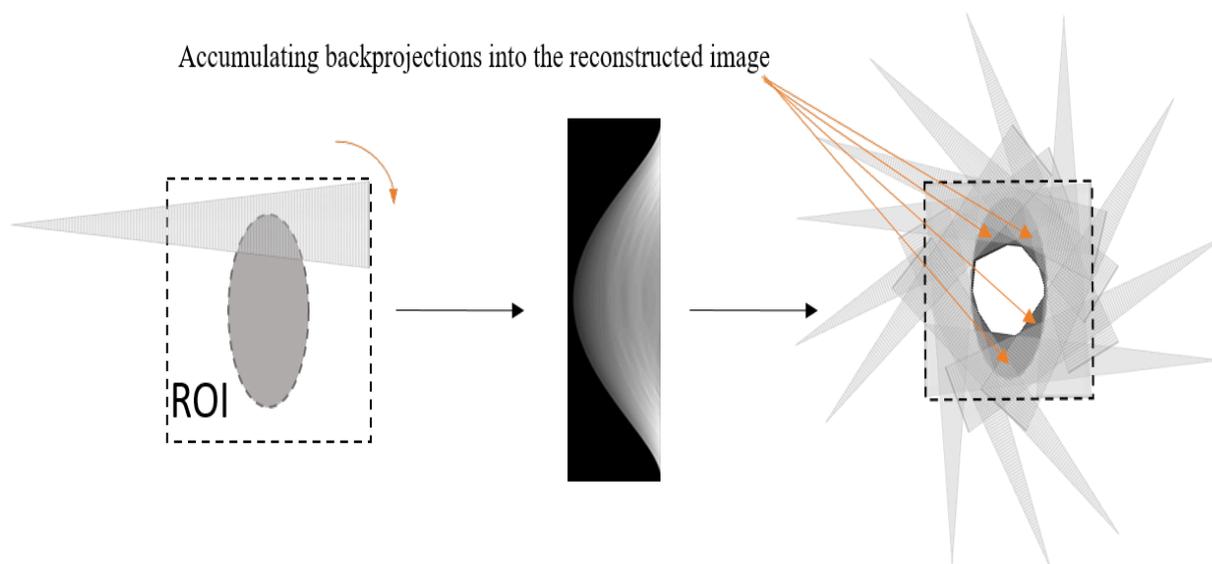


Рисунок 40 – Схематичное изображение процедуры реконструкции для отдельно взятого шага сканирования

По сравнению с обычными методами, основанными на геометрии спирального сканирования, представленный здесь метод имеет несколько важных преимуществ. Эти преимущества в основном касаются упрощения физических реализаций установки X-Ray. С технической точки зрения геометрия сканирования пошагового перехода намного проще для проектирования и реализации, чем геометрия спирального сканирования. Кроме того, геометрия сканирования пошагового сдвига не имеет ограничений для формы образца, тогда как геометрия спирального сканирования в основном применима для объектов цилиндрической формы.

Процесс моделирования и процедуры восстановления были реализованы как пакеты Python на основе подходов с математическими понятиями, представленных в [22] и [23] соответственно. Разница в реализации отфильтрованного алгоритма обратной проекции для сканирующей томографической геометрии ступенчатого сдвига заключается в смещении

источника и детектора относительно образца.

Поэтому каждому пикселю представляющей интерес области присваивался адрес в декартовой системе координат, где алгоритм может быть представлен тремя основными этапами: вычисление пути для каждого луча, применение сдвига к этим путям и интерполяция соответствующего значения из детектор для каждого пикселя, который принадлежит определенному пути.

Для моделирования была создана эталонная деталь, и этот объект встроен в множество различных функций. Вычисление восстановленных областей с каждого этапа сканирования помогает в получении полного восстановленного изображения объекта. Так называемое необработанное реконструированное изображение (рисунок 41 справа), которое представляет собой линейное суммирование отдельно восстановленных областей, содержит все особенности исходного фантома (слева).

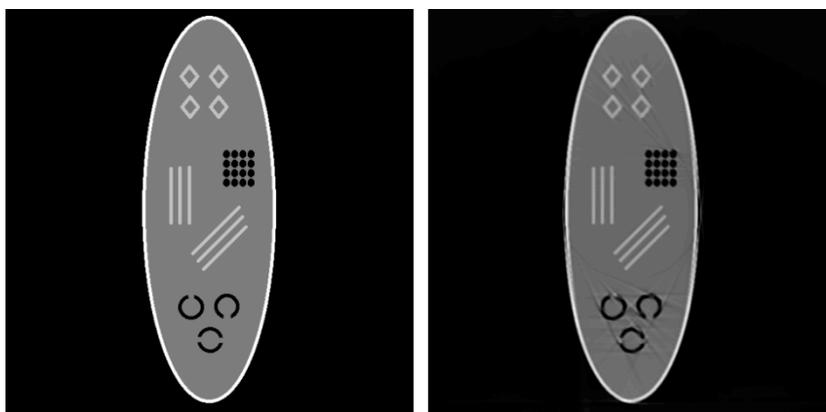


Рисунок 41 – Оригинальный фантом и его реконструированная копия

Продемонстрированная реконструкция является результатом моделирования данных. Нет никаких дополнительных операций по фильтрации и экспорту. На этой заметке имеются очевидные артефакты полос, вызванные сшиванием отдельно восстановленных частей изображения. Отдельно восстановленные части изображения показаны на рисунке 42, а также усеченные проекционные данные для каждой из трех

имитируемых шагов сканирования. В качестве альтернативы можно было применить метод экстраполяции синограммы [24], но поскольку форма исследуемого объекта удлиняется, подход к локальной томографии не является оптимальным вариантом. Фантом был фактически сканирован в 3 этапа, параметры моделирования перечислены в таблице 2.

Таблица 2 – Параметры моделирования

Область р-ции	Ширина детект.	Угловой Диап.	Угловой шаг	Расстояние	Размер пикселя
600x600 пикселей	200 пикселей	180 градусов	0.3 градуса	1000 мм	400 мкм

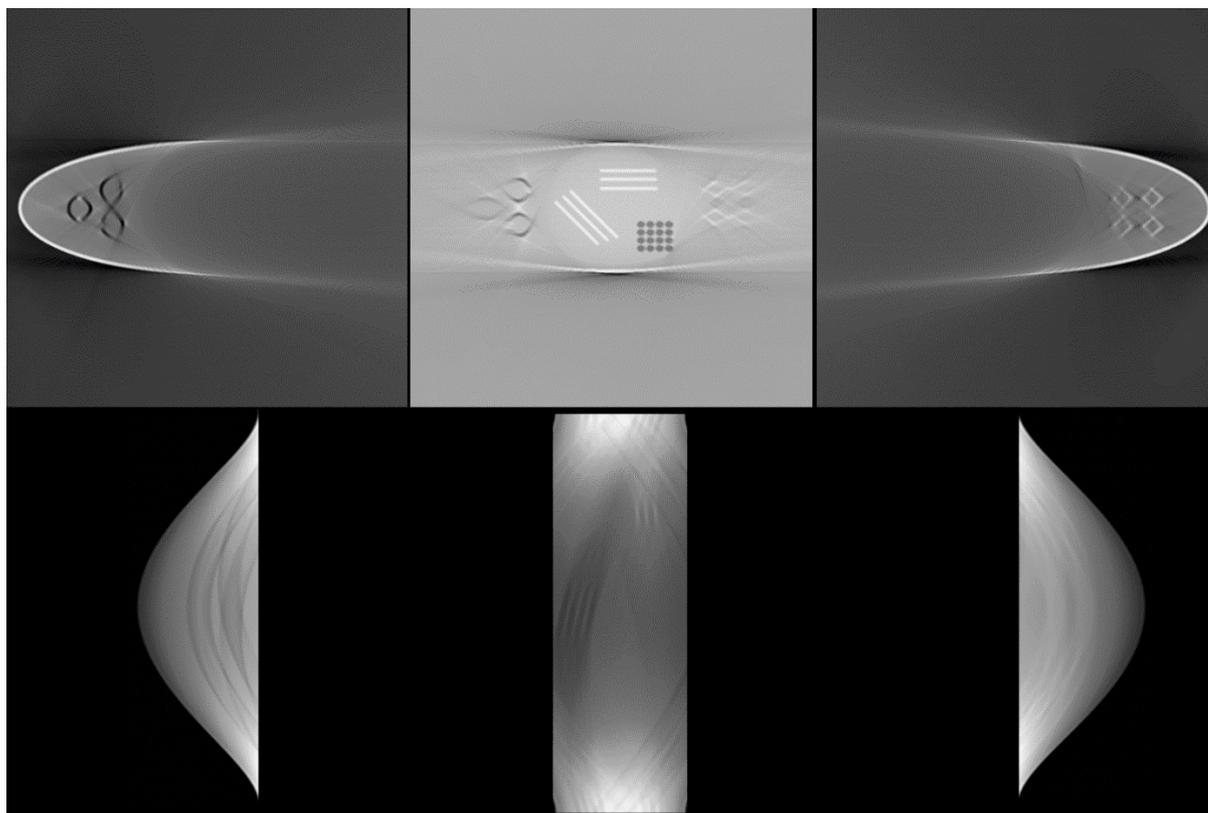


Рисунок 42 – Реконструированные части объекта в сравнении с соответствующими усеченными синограммами

Для экспериментальной проверки метода был выбран кусок вертолетного лезвия из Милского вертолетного завода. Лезвие имеет неравномерную внутреннюю структуру и несколько типов соединения поверхностей. Кромки лезвия изготовлены из стеклопластика (GRP), а внутренние фрагментные материалы включают в себя резину, пенопласт и стеклопластик. Следовательно, эффекты упрочнения пучка не наблюдались. Необходимо контролировать качество этих соединений между внутренними частями лезвия, а также количество и распределение различных дефектов. Схематическое изображение тестового образца представлено на рисунке 43.

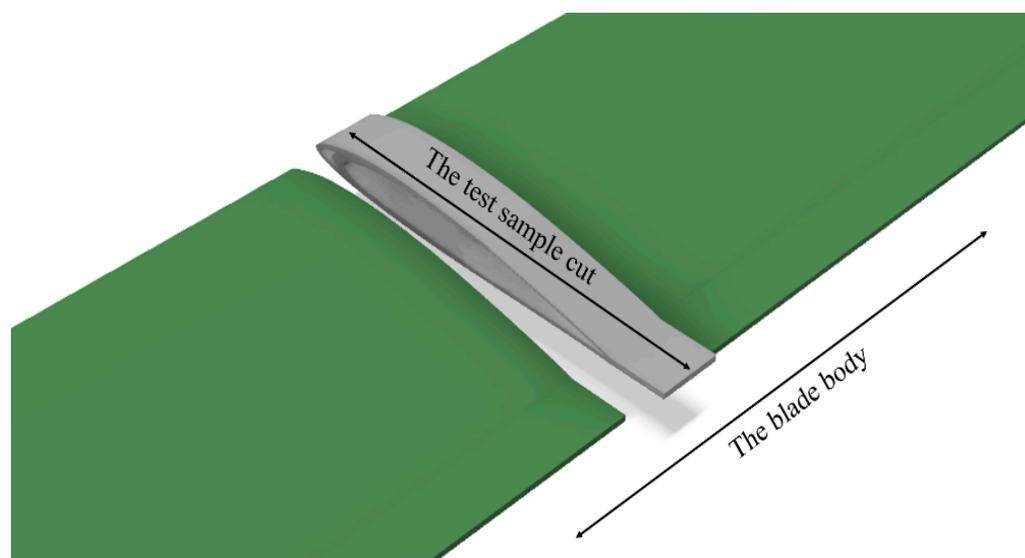


Рисунок 43 – Модель тестового объекта

Таблица 3 – Экспериментальные параметры

Область р-ции	Ширина детект.	Угловой Диап.	Угловой шаг	Расстояние	Размер пикселя
2000x2000 пикселей	1024 пикселей	360 градусов	0.3 градуса	600 / 1200 мм	400 мкм

Длина и ширина исследуемого образца составляют соответственно 400 мм и

68 мм. Измерение проводилось на установке, состоящей из рентгеновского источника MXR 451HP / 11 (COMET) с размером фокусного пятна 0,4 мм, линейного детектора X-Scan 0.4iHE2-410 M с размером пикселей 400 мкм. Процедура сканирования была разделена на 3 этапа и реализована при помощи платформы позиционирования DELKEN Automazioni DCNI 50 ST с линейной точностью перемещения 0,01 мм. Усеченные данные синопаммы одного среза образца представлены на рисунке 44.

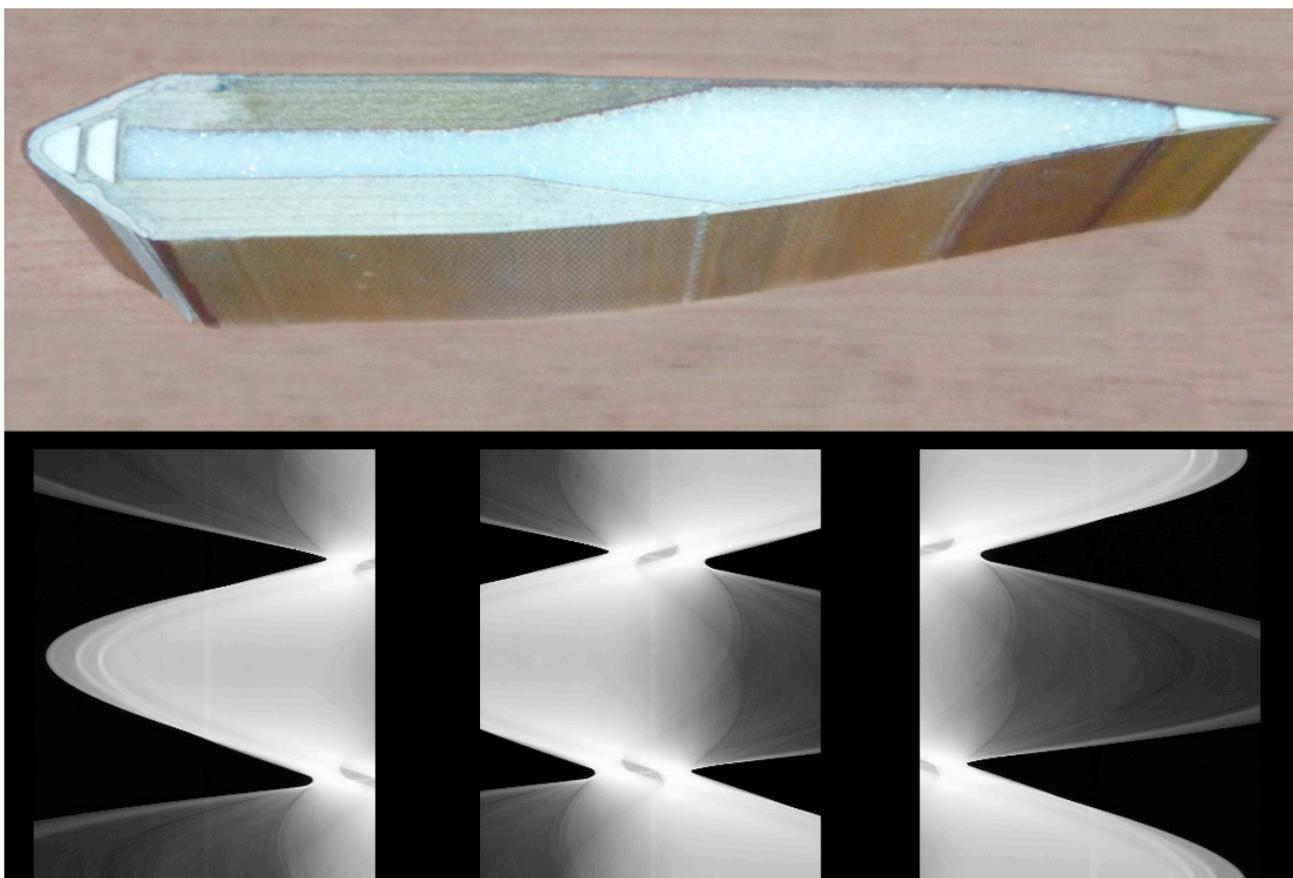


Рисунок 44 – Экспериментальный образец и его усеченные синопаммы

Реконструкции с каждой из шагов сканирования представлены на рисунке 45. Реконструированные части соответствуют друг другу с целью формирования окончательного изображения. Выбранный энергетический уровень (130 кВ) чувствителен к самым плотным частям образца, следовательно, можно видеть форму и внутреннюю структуру образца. Несмотря на существующие методы сокращения артефактов, вызванные усеченным набором данных [25],

был применен простой подход с нулевым дополнением, который очищает окончательное изображение.

Поскольку исходное сечение недоступно, приближенный подход к ошибкам был применен к оценке погрешности [26]. Когда используется итерационный метод, мы получаем приблизительное значение в конце каждой итерации. Приблизительная ошибка определяется как разница между текущим приблизительным значением и предыдущим приближением.

$$\text{approximate error} = \text{present approximation} - \text{previous approximation} \quad (3)$$

Согласно формуле 3 реконструированное изображение для углового шага 0,3 градуса было выбрано для предыдущего приближения, когда настоящее приближение было основано на угловом шаге 0,15 градуса для восстановленного изображения. Относительные аппроксимированные ошибки вычислялись осторожно в соответствии с пикселями, используя приведенную ниже формулу 4. Среднее значение относительных приблизительных ошибок среди пикселей падает в диапазоне 1,5-3,8%.

$$\text{relative approximate error} = \text{approximate error} / \text{present approximation} \quad (4)$$

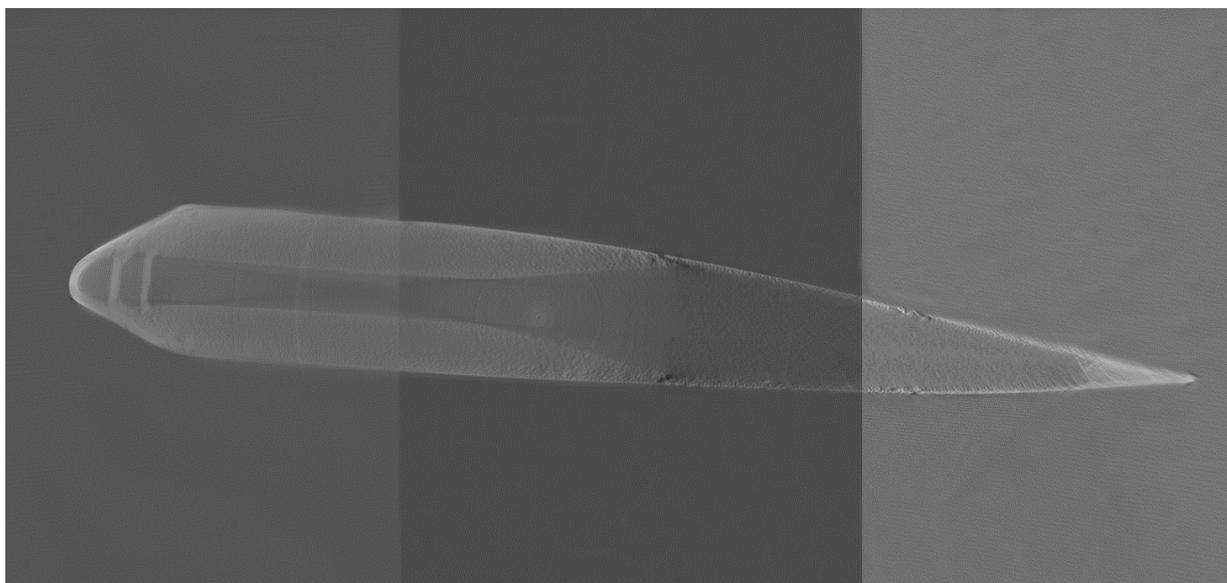


Рисунок 45 – Реконструированное изображение

Модифицированный фильтрованный обратный проекционный алгоритм создает возможность проведения рентгеновских томографических измерений путем ступенчатого сканирования образца. Такой тип геометрии сканирования частично решает проблему с длинными объектами и уменьшает затраты, связанные с построением большого детектора. В случае очень больших объектов по-прежнему невозможно сканировать их с помощью техники вращения. Получено улучшение, которое может обеспечить возможность сканирования больших и длинных объектов без необходимости вращения образца. Для этой цели предложена геометрия скачкообразного сдвига в сочетании с схемой сбора данных на основе перевода [27].

Моделирование рентгеновского томографического сканирования без вращения образца с изменением расстояние источник-детектор

Применение рентгеновской компьютерной томографии получила широкое распространение в медицинских, научных исследованиях и в промышленной области [28]. Хотя эта работа основана на схеме сбора трансляционных данных для неразрушающего тестирования на промышленной арене и многих других. Эта статья не может быть полной без выделения обычной схемы сбора данных рентгеновской томографии (рисунок 46), которая подготовила основу для других улучшенных методов, но имеет свои собственные ограничения. Например, дорогостоящие ресурсы, которые можно было бы инвестировать в создание передовой и большей вращательной стадии для обработки крупномасштабных промышленных объектов, а также более крупные плоские детекторы экрана в сочетании с осложнениями задействованных технологий.

Несмотря на все усилия и совершенствование традиционной технологии сбора данных о ротации, такие как увеличение скорости сканирования, большинство систем зависят от геометрии типа луча или конуса. Эти разработки улучшают получение более чем среза за одно вращательное сканирование через образец. Следовательно, это достигается с помощью многорядных или плоских детекторов. Однако есть несколько объектов в ситуациях, требующих проверки безопасности и по многим причинам, но не могут быть повернуты из-за недоступных положений, которые они расположены (рисунок 47), размера и многих других.

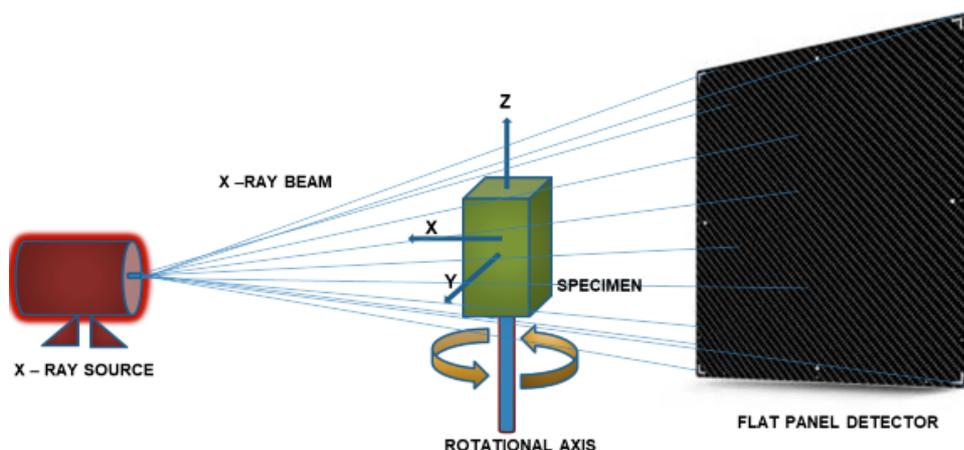


Рисунок 46 – Стандартная схема сбора проекционных данных

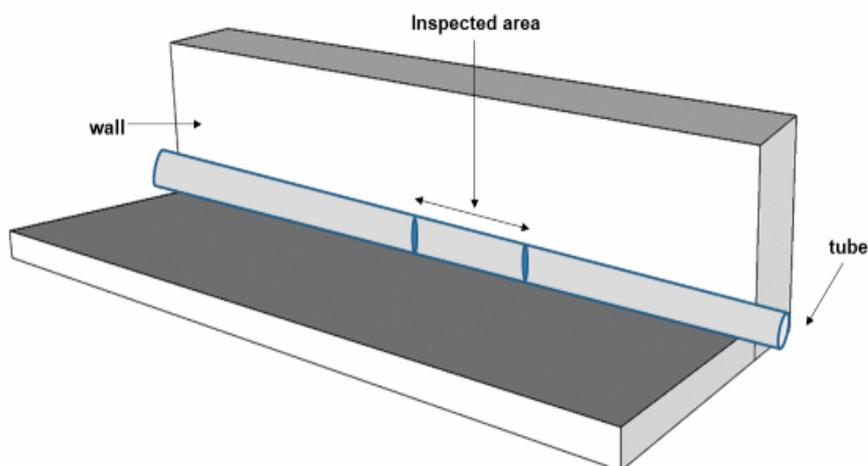


Рисунок 47 – Проблема неполной доступности объекта исследования

Предполагая, что большая трубка установлена слишком плотно или в стену, как показано на рисунке 47, это будет полное нарушение в демонтаже трубы из жесткой стенки с использованием обычной техники для осмотра площади, показанной на схеме. Учитывая, что трубка очень большая и тяжелая, возникает другая задача вращения на сцене. Следовательно, эти ограничения выходят за рамки обычного метода, поэтому подходящим методом, известным как метод сбора данных на основе трансляций, является выбор.

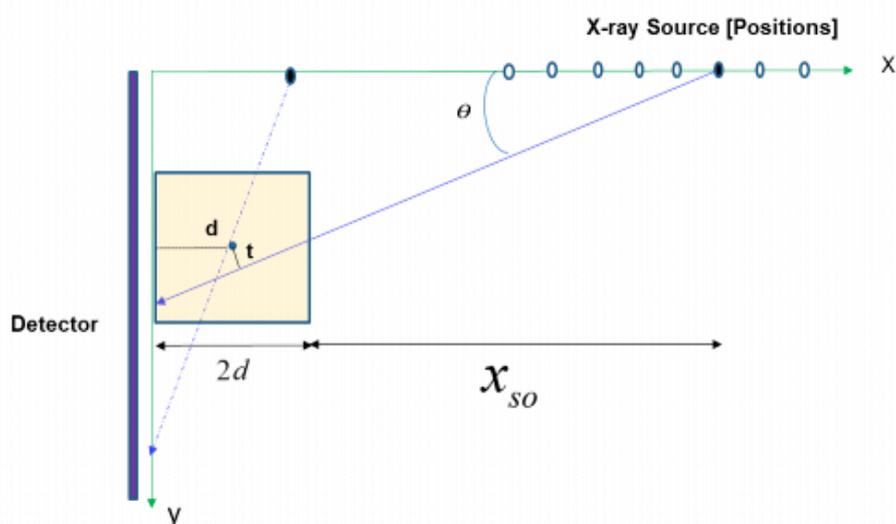


Рисунок 48 – Трансляционная схема сбора данных

Обычный метод сбора данных, как обсуждалось выше, с его многочисленными ограничениями, такими как более высокие затраты, связанные с обработкой крупномасштабного объекта с использованием этого метода, требует другого метода, но аналогичный конечный результат, известный как схема получения поступательных данных (рисунок 48), будет суть этой статьи. В технике схемы сбора данных трансляции не требуется этап вращения, поскольку он связан с изменением и изменением фокусных расстояний и направлений между источником рентгеновского излучения и детектором, поэтому исследуемый объект поддерживается в стационарном положении. Они выполняются с целью получения различных траекторий лучей и углов луча, чтобы получить достаточное количество данных для этапа обработки изображения, чтобы дать подробное и более яркое

изображение в конце. Например, приведенный ниже рисунок иллюстрирует схему сбора поступательных данных, включающую линейный перевод только источника рентгеновского излучения.

Из схемы сканирование было взято из разных фокусных расстояний, а также направлений по мере изменения положения источника рентгеновского излучения. Этот метод может быть использован для получения данных больших и сложных объектов по сравнению с классическим методом. Толстая синяя вертикальная линия представляет собой детектор и расположена за объектом. Расстояние d объекта указывает размер поперечного сечения, охватывающего измеренное поле. Кроме того, χ_{so} представляет собой расстояние между источником рентгеновского излучения и объектом в конкретной точке расположения. Однако углы пучка, направленные через объект, изменяются по мере перевода положения источника.

На рисунке 49 ниже показаны четыре изображения сканирования с разных фокусных расстояний рентгеновских лучей и окончательное восстановленное изображение. На самом деле одно сканирование не может дать точный и точный результат, как это видно из изображений a, b, c и d индивидуально.

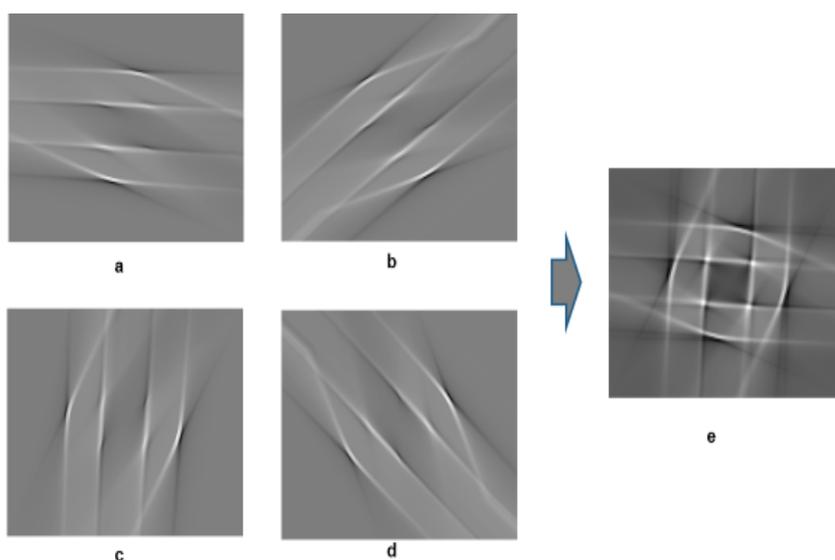


Рисунок 49 – Реконструкции полученные при моделировании трансляционной схемы сбора данных

Однако, добавив четыре отдельных изображения и восстановив их вместе на основе местоположения пикселей, значительно улучшилось более подробное и более качественное качество, как это видно из рисунка 3е. Во время реконструкции изображений были использованы самые современные пакеты программирования Python, реализовав алгоритм отфильтрованной обратной проекции.

На рисунке 50 ниже представлено реконструированное изображение, полученное в результате моделирования, с учетом четырех разных сканирований, соединенных на одном и том же фоне пикселей, чтобы сформировать изображение, а фантом предлагаемого окончательного изображения с учетом всех вещей был совершенно на месте. Тем не менее, этот призрак просто служит руководством к тому, что ожидается как окончательное восстановленное изображение.

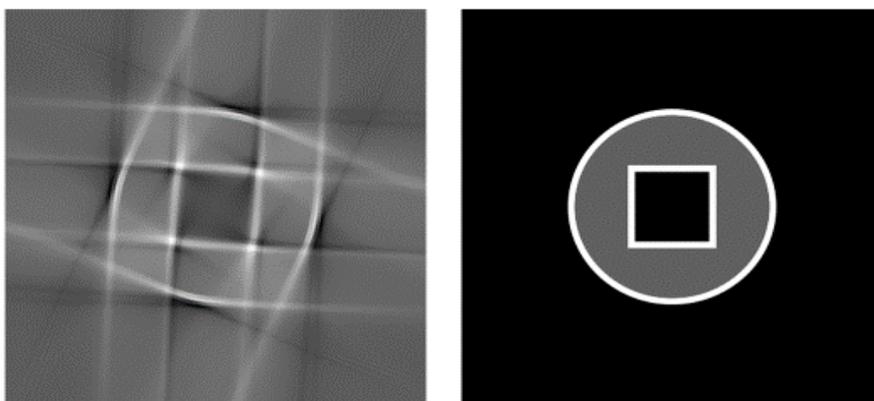


Рисунок 50 – Реконструированное изображение

Сравнение восстановленного изображения с фантомом, как видно на рисунке 50, ясно показывает, что чем больше сканов берутся из разных фокальных направлений и объединяются во время этапа реконструкции и обработки изображений, тем более детально и ближе реконструированный образ к изображению фантома.

На рисунке 6 ниже представлено схематическое представление исследуемого объекта, который при моделировании с помощью простых фильтров с

обратной фильтрацией с предлагаемой трансляционной технологией получения данных дает результаты моделирования, как показано на рисунке 50.

Отфильтрованные алгоритмы обратной проекции в качестве алгоритма аналитической реконструкции были установлены для преодоления ограничений, связанных с обычной обратной проекцией. Этот метод реконструкции работает хорошо, когда на этапе обработки изображений доступно достаточно данных. Кроме того, он избавляется от размытости благодаря применению вихревых фильтров [29].

Однако он учитывает суммы лучей, полученные одновременно под разными углами с синусоидальными представлениями, для вычисления коэффициентов затухания в определенном поперечном сечении. Более того, эти вычисления выполняются и моделируются с использованием пакетов программирования python для генерации трехмерного аналога пикселей (воксела).

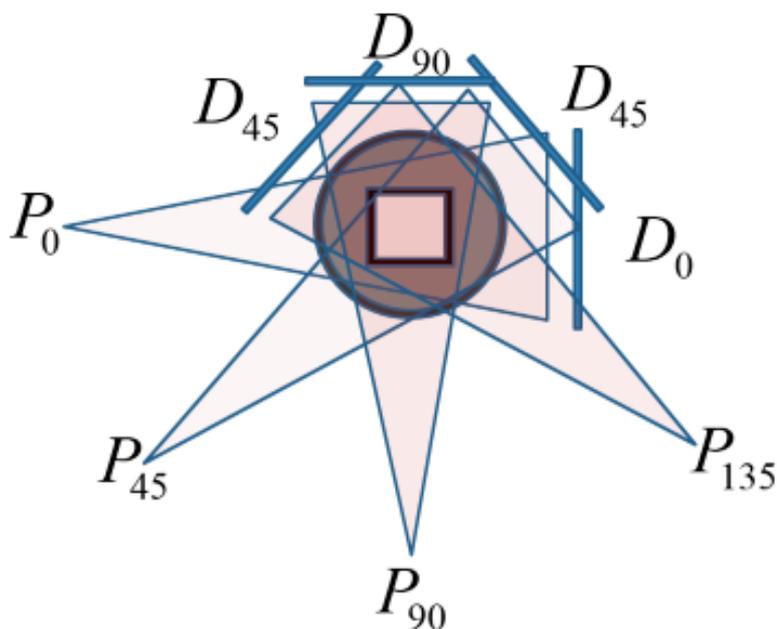


Рисунок 51 – Схематический вид установки, связанной с технологией сбора данных на основе трансляций

Существует несколько других способов, таких как Алгебраическая технология реконструкции (АРТ), Алгоритм реконструкции алгоритма Фурье, Итеративный алгоритм реконструкции [30], который может быть применен при сортировке данных и работе с ним для получения оптимизированного алгоритма, который может быть используется для улучшения восстановленного изображения. АРТ реализована с использованием системы сбора данных на основе трансляций, поскольку предлагаемый и проверенный метод привел к прорыву в этом подходе к классическому методу с его многочисленными ограничениями.

На рисунке 6 проекции были взяты из четырех фокальных направлений с угловым интервалом распространения рентгеновского луча 45° от 0° до 135°. P_0 , P_{45} , P_{90} , P_{135} представляют собой различные углы, из которых лучи были направлены от детекторов D_0 , D_{45} , D_{90} , D_{135} соответственно.

Технология рентгеновского томографического сканирования без вращения образца с изменением расстояние источник-детектор

Стандартный протокол томографического эксперимента предполагает, что исследуемый объект помещается между источником рентгеновского излучения и детектором. При этом наиболее распространенный вариант конфигурации томографической установки подразумевает, что габариты объекта позволяют обеспечить полное покрытие объекта пучком излучения, как показано на рисунке 1.

В случае, когда габариты объекты превышают геометрические размеры механической системы манипуляции объекта контроля, стандартный протокол либо не обеспечивает необходимое качество реконструкции, либо в принципе становится неприменим. Для решения проблемы превышения размерами объекта размеров томографической установки применяют методику конвейерного сканирования объекта [4].

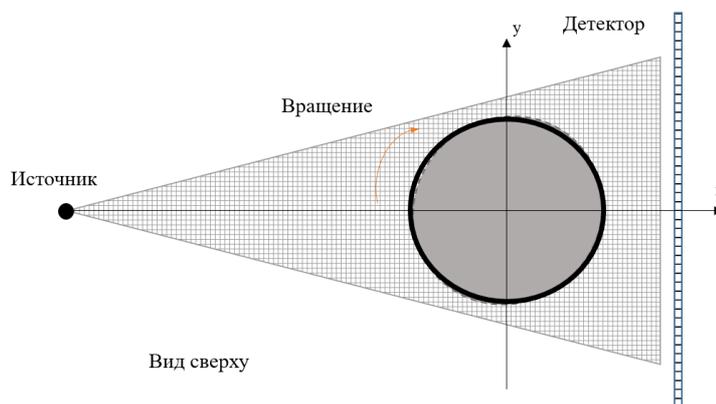


Рисунок 52 – Стандартная схема сбора данных

На рисунке 2 представлена конвейерная схема сканирования объекта. Её конфигурация может быть представлена в двух вариантах: статичные источник и детектирующее устройство и объект, совершающий два типа движения – вокруг своей оси и продольное относительно системы источник-детектор, как показано на рисунке, а также двигающаяся вдоль объекта система источник-детектор и вращающийся объект, не осуществляющий продольного движения. В том и в другом случае алгоритмы реконструкции и трехмерной визуализации внутренней структуры исследуемого объекта для поиска дефектов достаточно сложны в реализации, что требует значительных вычислительных мощностей.

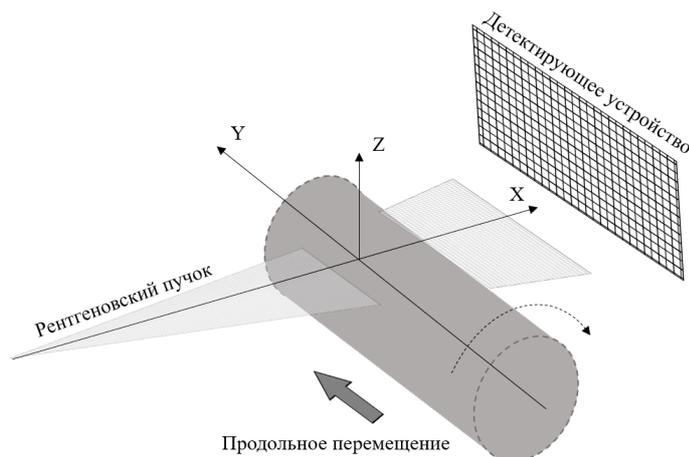


Рисунок 53 – Конвейерная или спиральная геометрия томографического сканирования

Рентгеновский контроль в атомной промышленности особенно актуален с точки зрения поиска дефектов в крупногабаритных объектах.

Масса и размеры объекта могут достигать таких значений, что осуществлять его вращение или продольное перемещение с необходимой точностью может быть сложно в практической реализации. В данной работе предлагается подход для осуществления томографического сканирования исследуемого объекта, который не требует обеспечивать ни вращения, ни продольного перемещения объекта. Подход основан на сборе необходимых для реконструкции данных при помощи поступательного перемещения вверного источника относительно объекта исследования. Смена расстояния между источником и объектом сканирования может обеспечивать сбор проекционных данных так, как будто он осуществляется при вращении объекта. В данном подходе рентгеновский пучок представляется в виде набора лучей, в котором крайний луч направлен под наибольшим углом по отношению к плоскости детектора, а центральный – под нулевым. Изменяя расстояние между источников и объектом, изменяется набор лучей рентгеновского пучка, которым экспонируется объект, а значит изменяется и угол, под которым получают проекции. Что в конечном счете позволяет реконструировать объект.

Алгоритм фильтрованных обратных проекций [5] позволяет реконструировать и визуализировать внутреннюю структуру исследуемого объекта посредством обработки исходных данных, полученных на основе стандартного протокола сканирования. На рисунке 3 представлена схема работы алгоритма.

Проецирование значений, содержащихся в проекциях R_1 , R_2 и R_n , которые получены под углами φ_1 , φ_2 и φ_n , в область реконструкции по мере увеличения числа проекций n даст реконструкцию объектов исследования. Проецирование называют обратным, так как оно производится вдоль первоначальных траекторий распространения излучения, то есть в обратном направлении. Соответственно, чем больше число проекций, то есть чем больше углов экспонирования φ , тем лучше качество реконструкции.

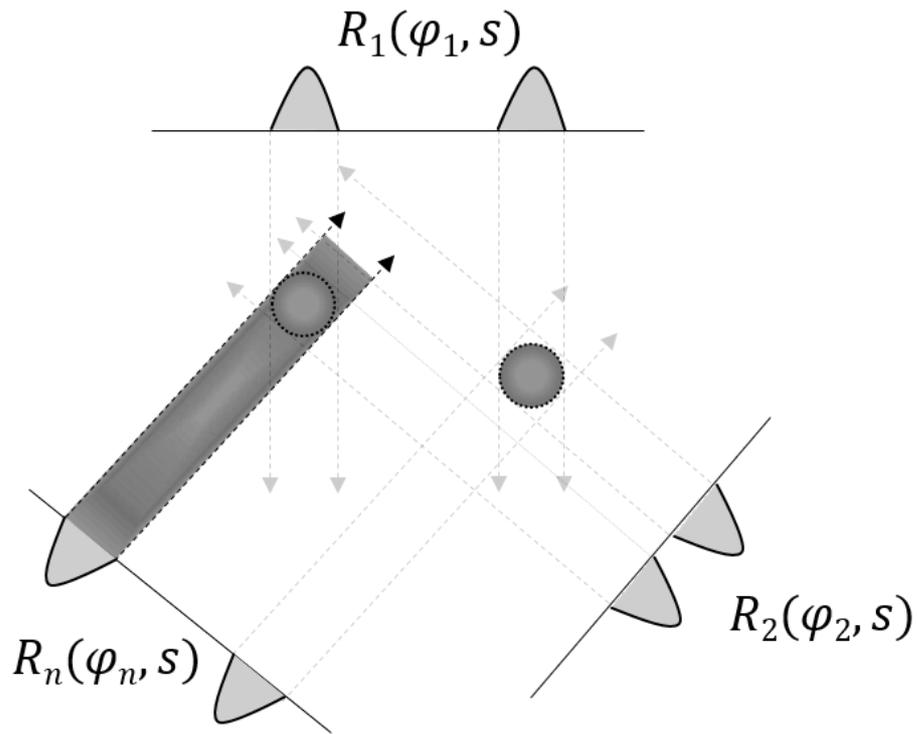


Рисунок 54 – Алгоритм обратного проецирования

В случае описываемого метода набор проекций $R_1 \dots R_n$ получается при изменении расстояния между источником и образцом так, как показано на рисунке 55.

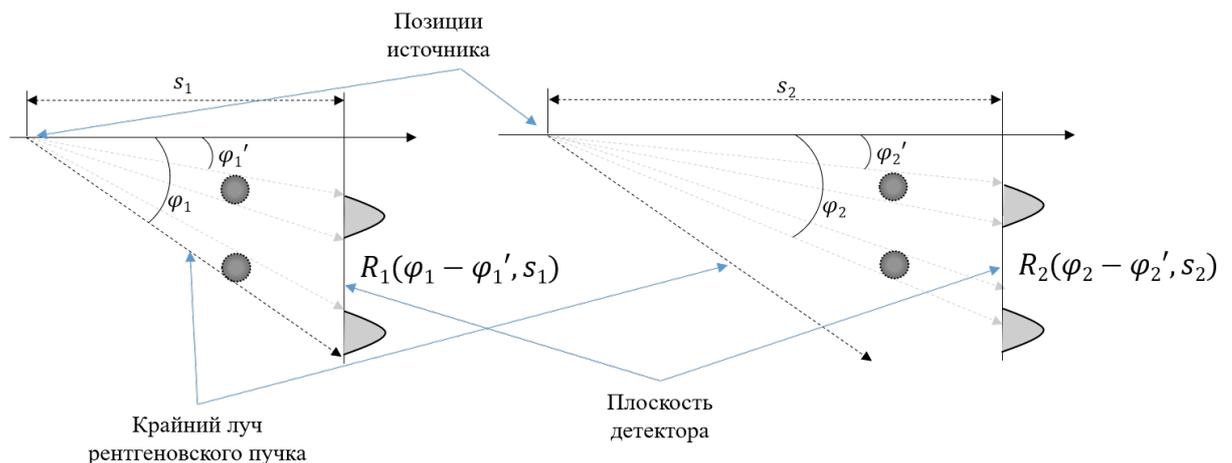


Рисунок 55 – Предлагаемая геометрия сканирования

Таким образом, на расстоянии S_1 объекты экспонируются лучами рентгеновского пучка в диапазоне $\varphi_1 - \varphi_1'$, формируя проекцию R_1 . Проекция R_2 формируется при перемещении источника на расстояние S_2 , так как в

этом случае объекты исследования экспонируются лучами рентгеновского пучка уже под углами в диапазоне $\varphi_2 - \varphi_2'$. Совершив достаточное количество перемещений источника, полученные данные можно использовать для реконструкции объекта исследования. На рисунке 5 приведены примеры исходных для реконструкции данных – синограмм – полученных с применением стандартной и предлагаемой геометрии сканирования.

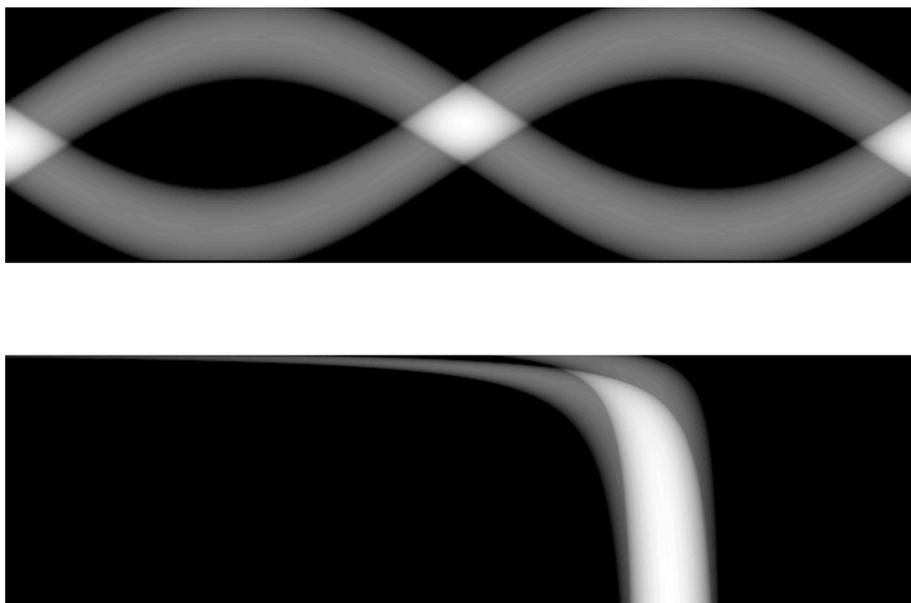


Рисунок 56 – Сверху синограмма полученная с применением стандартной, снизу – с применением модифицированной геометрии сканирования

В качестве объекта исследования в моделировании был использован общепринятый фантом Шеппа-Логана. Это стандартное тестовое изображение, которое впервые было использовано учёными Лоуренсом Шеппом и Бенджамином Логаном для их статьи *The Fourier Reconstruction of a Head Section* в 1974 году. Это изображение обычно используют как фантом в области разработки алгоритмов обработки, реконструкции и визуализации изображений [6].

Моделирование показало, что экспонирования с изменением расстояния от источника до объекта с одного направления недостаточно, чтобы получить приемлемое качество реконструкции. Поэтому схема

геометрии томографического сканирования была сконфигурирована, как это показано на рисунке 6.

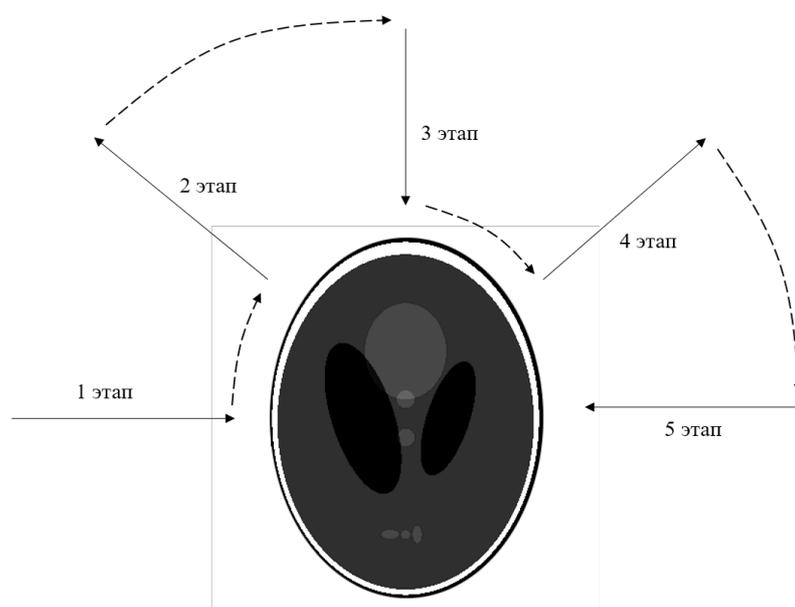


Рисунок 57 – Смоделированная схема сканирования

На рисунке 57 пунктирными линиями обозначены траектории перемещения источника и соответственно детектора на противоположной стороне. Сплошные линии показывают траектории, по которым происходило смещение источника излучения и происходил сбор проекционных данных на 5 этапах сканирования. Полученные проекционные данные были подвергнуты процедуре обработки на основе алгоритма фильтрованных обратных проекций.

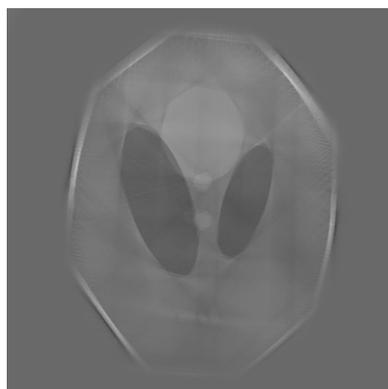


Рисунок 58 – Реконструированное изображение фантома Шеппа-Логана

На рисунке 58 представлен результат реконструкции, где отчетливо видно, что с приемлемым качеством реконструировалась центральная часть фантома. Необходимо заметить, что для реконструкции применялся не

адаптированный для данной геометрии алгоритм реконструкции, что и повлияло на общее качество конечного изображения. Предполагается, что оптимизация алгоритмов реконструкции, учитывающая распределение информации в проекционных данных, полученных на основе предлагаемой геометрии томографического сканирования позволит значительно улучшить качество реконструкции.

Представленная альтернативная геометрия томографического сканирования, которая позволяет исключить необходимость осуществлять вращение объекта исследования. Данный подход является актуальным для ядерной промышленности, так как часто объектами неразрушающего контроля здесь выступают крупногабаритные объекты, вращение которых трудно реализовать с достаточной точностью с технической точки зрения. Работоспособность предлагаемого подхода продемонстрирована результатами моделирования. Качество реконструкции предполагается улучшить посредством оптимизации алгоритмов томографической реконструкции, которая должна учитывать распределение информации об объекте в проекционных данных. Также одним из следующих этапов работы будет применение помимо алгоритма фильтрованных обратных проекций также алгебраических алгоритмов реконструкции.

Заключение

В результате проведенного исследования была разработана альтернативная технология проведения рентгеновского томографического сканирования, которая позволяет решить ряд проблем в сфере промышленного неразрушающего контроля, а также в сфере лабораторных исследований. Найденные решения косвенно указывают на то, что разработанные алгоритмы также могут быть применены и в медицинской сфере, например, в

стоматологии для сокращения дозы облучения при трехмерном сканировании челюстно-лицевого аппарата.

Технология предназначена для того, что сократить необходимое количество угловых проекций за счет компенсации возникающего недостатка информации путем сбора данных посредством изменения расстояния между источником и детектором. Это достигается благодаря применению рентгеновского пучка конусообразной формы, а также оптимизацией алгоритма обратного проецирования для использования в данной геометрии томографического сканирования.

Проведенное моделирование, а также экспериментальные испытания, позволяет утверждать, что разработанный подход является работоспособным. На рисунке 59 представлены реконструкции с углового диапазона 90 градусов для стандартной схемы сбора данных и алгоритма реконструкции (слева), а также для разработанной геометрии сканирования (в центре) в сравнении с оригинальным изображением (справа).



Список использованных источников

1. I.N. Troickij, Statistical tomography theory, Radio and Communications, 240, 1989
2. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Digital Image Processing, third ed., Pearson, 2007
3. Симонов Е.Н., Аврамов Д.В. К вопросу получения объемных изображений в рентгеновской компьютерной томографии. — Вестник ЮУрГУ. Серия «Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника», 2015, т. 15, № 4, с. 50—57. DOI: 10.14529/ctcr150405
4. Herman Gabor T. Fundamentals of Computerized Tomography: Image Reconstruction from Projections. — Springer Publishing Company, New York, 2009. — 135 p.
5. Грузман И. С. , Киричук В.С., Косых В.П., Перетягин Г.И., Спектор А.А. Цифровая обработка изображений в информационных системах. — Новосибирск, Изд-во НГТУ, 2002. — 316 с.
6. Комиссаров А.А. Об одной задаче вычислительной томографии: «выпрямляющий» алгоритм обратного преобразования радона в схеме веерного пучка. — Вестник Московского финансово-юридического университета МФЮА, 2014, № 3, с. 128—136.
7. Лавров С.А., Симонов Е.Н. Влияние «перепакровки» проекций пучка излучения из веерной геометрии в параллельную на качество томографических изображений. — ВАНТ, сер. Математическое моделирование физических процессов, 2009, вып. 4, с. 78—43.
8. Kak Avinash C., Slaney Malcolm. Principles of Computerized Tomographic Imaging. — SIAM, Philadelphia, 2001. — 75 p.
9. Маткевич Е.И., Сравнительная оценка лучевой нагрузки на пациентов при компьютерной томографии различных анатомических зон,

- автореф. дис. Кандидата медицинских наук, Москва, Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова, 2017
10. Репин В.С., Барышков Н.К., Братилова А.А. и др., Дозы облучения населения Российской Федерации в 2013 году: информационный сборник, Санкт-Петербург, 2014, 60
 11. Барковский, А.Н. Барышков Н.И., Кормановская Т.А. и др., Дозы облучения населения Российской Федерации в 1999-2012 годах: Серия справочников, Санкт-Петербург, 2000-2013
 12. Балонов М.И., Голиков В.Ю., Звонова И.А., Кальницкий С.А., Репин В.С., Сарычева С.С., Чипига Л.А., Современные уровни медицинского облучения в России, Радиационная гигиена, том 8, номер 3, 2015, 67-79
 13. Ozdiev A.K. Kryuchkov Y.Y., Implementing a back-projection tomographic reconstruction algorithm using a fan-shaped beam, Russian Journal of Nondestructive Testing, Volume 53, Issue 5, 2017, 387-392
 14. Freud N., et al., 2006. Fast and robust ray casting algorithms for virtual X-ray imaging. Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. 248(1), 175-180
 15. URL: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/iradon.html>
 16. А.С. Гвай, Л.А. Аверьянова, Анализ методик определения дозы облучения в рентгеновской компьютерной томографии, Вестник НТУ "ХПИ", 2013, № 39 (1012)
 17. Defrise M., Noo F. and Kudo H., "A solution to the long-object problem in helical cone-beam tomography," Phys. Med. Biol, 45, 623–643, 2000
 18. Zeng K. and Chen Z., "Review of recent developments in cone-beam ct reconstruction algorithms for long-object problem," Image Anal Stereol, 23:83-87, 2004.
 19. Magnusson M., Danielsson P.E., and Sunnegardh J., "Handling of long-objects in iterative improvement of nonexact reconstruction in helical cone-beam CT," IEEE Trans Med Imaging, 25(7):935-40, 2006.

20. Defrise M, Noo F, Clackdoyle R and Kudo H 2006 Truncated Hilbert transform and image reconstruction from limited tomographic data *Inverse Problems* 22 1037–53.
21. K. Sourbelle, M. Kachelriess, and W.A. Kalender, “Reconstruction from truncated projections in CT using adaptive detruncation,” *European Radiology*, vol. 15, no. 5, pp. 1008–1014, 2005.
22. Ozdiev A.H., “X-Ray Tomography Simulation Based on Direct Radon Transform “, *Key Engineering Materials*, Vol. 743, pp. 445-448, 2017.
23. Ozdiev A.H., Kryuchkov Yu.Yu., “Implementing a back-projection tomographic reconstruction algorithm using a fan-shaped beam “, *Russian Journal of Nondestructive Testing*, Volume 53, Issue 5, pp 387–392, 2017.
24. Paleo P., Desvignesc M. and Mironea A., A practical local tomography reconstruction algorithm based on a known sub-region, *J. Synchrotron Radiat.*, Volume 24, Part 1, Pages 257-268, 2017.
25. Martin Müller and Gonzalo R. Arce, "Truncation artifacts in tomographic reconstructions from projections," *Appl. Opt.* 35, 3902-3914, 1996.
26. URL:
https://en.wikibooks.org/wiki/Introduction_to_Numerical_Methods/Measuring_Errors
27. Fuchs T., Schon T., Hanke R., “A Translation-based Data Acquisition Scheme for Industrial Computed Tomography,” *ECNDT*, 2010
28. Cantatore A., & Müller P., “Introduction to computed tomography”, DTU, Department of Mechanical Engineering, Denmark, 2011.
29. URL: <https://radiopaedia.org/articles/filtered-back-projection-1>
30. Dudgeon and Mersereau (1984), “Multidimensional digital signal processing” Prentice-Hall.
31. Лихачев А.В., Повышение контрастности малоракурсных томограмм, полученных алгебраическими алгоритмами реконструкции, *Вычислительные технологии*, том 14, номер 3, 37-47, 2009

Приложение А. Разработанная библиотека функций

"""

Author: ozdiev

The module for simulation the operation of direct Radon transform and for the reconstruction from the simulated and mainly from the real ct data by the filtered backprojection method based on back Radon transform

Pylint, pep8 corrected

"""

```
import os
import glob
import scipy
import numpy as np
import tiffio as tif
import matplotlib.pyplot as plt

from PIL import Image
from numpy import matlib
from scipy.interpolate import griddata
from scipy.fftpack import fft, ifft, fftfreq
from scipy.ndimage.measurements import center_of_mass
from scipy.stats import threshold
from .file_handler import tif_to_numpy, index2name, progress_bar
from .preprocess import nopobt
from .correction import rotation

def hitting(tensor, limit):
    print '\n'
    """
    Forms reconstructed image from the 3D array of backprojections
    considering the number of pixels hits, which is specified by
    limit
    """
    image = np.zeros((tensor.shape[1], tensor.shape[2]))
    for i in range(tensor.shape[1]):
        for j in range(tensor.shape[2]):
            raw = tensor[:, i, j]
            values = np.nonzero(raw)
            line = raw[values]
            if len(line) > limit:
                steps = np.linspace(0, len(line), limit)
                xp = np.arange(len(line))
                interpolated = np.interp(steps, xp, line)
                image[i, j] = np.sum(interpolated)
            else:
                image[i, j] = np.sum(line)
    progress_bar(1 + i*100/tensor.shape[1], 'HITTING')
```

```

return image

def rot3d(tensor, k):
    """
    Rotates the 3D array along its longitudinal axis
    """
    rotated = np.zeros(tensor.shape)
    for i in range(tensor.shape[0]):
        rotated[i] = np.rot90(tensor[i], k)

    return rotated

def extract(thresh, extension, indir, slice_number):
    """
    Extracts the sinogram (radon image) from a set of projections
    put in a folder

    Parameters:
    thresh: int
        Threshold to normalise input projections
    extension : str
        File extension of the projections data
    indir : str
        The path to the folder containing the set of projections
    slice_number : int
        The number of the slice to be extracted as the sinogram
    Returns: sinogram
        Image containing radon transform. Each row of the image corresponds to
        a projection along certain angle
    """
    print '\n'
    counter = 0
    os.chdir(indir)
    exmpl = plt.imread(indir + glob.glob('*.*tif')[0])

    # number of rows in the sinogram or number of projections
    # taken into account
    rows = len(os.walk(indir).next()[2])
    # number of columns in the single projection
    columns = exmpl.shape[1]
    sinogram = np.zeros((rows, columns))
    for name in glob.glob(extension):
        projection = plt.imread(indir + name)
        projection = projection.astype(int)
        projection = 255 * projection/np.max(projection)
        zeros = np.where(projection == 0)
        projection[zeros[0], zeros[1]] = 1
        thresholded = threshold(projection, thresh)
        flat = np.ma.masked_equal(thresholded, 0)
        normalised = -np.log(projection/np.mean(flat))

```

```

row = normalised[slice_number:slice_number + 1, :columns]
sinogram[counter-1:counter, :columns] = row
if counter == rows-1:
    break
counter += 1
progress_bar((counter+1)*100/rows, 'EXTRACTION')

```

```

return sinogram

```

```

def shift(number_of_projections, rows, columns, step, prefix,
          extension, first, last, indir):
    """
    Calculates transverse shift of the center of the rotation
    Parameters:
    number_of_projections : int
        The number of projections to calculate the shift from
    rows : int
        Number of rows in the sinogram or number of projections
        taken into account
    columns : int
        Number of columns in the projections
    step : dtype=float
        angular step size (in degrees)
    prefix: str
        Input data filename prefix
    extension : str
        Projections file extension
    indir : str
        The path to the folder containing the set of projections
    Returns:
    shift : array_like
        The array of shifts
    """
    print '\n'
    length = number_of_projections - 180.655/step
    shifts = np.zeros(number_of_projections)
    left = np.zeros((rows, columns))
    right = np.zeros((rows, columns))
    os.chdir(indir)
    for left_index in glob.glob(extension):
        left_index = int(left_index[first:last])
        for right_index in glob.glob(extension):
            right_index = left_index + int(180.655/step)
            left_name = index2name(prefix, extension[1:], left_index)
            left = tif_to_numpy(indir, left_name)
            right_name = index2name(prefix, extension[1:], right_index)
            right = tif_to_numpy(indir, right_name)
            #current_shift = np.sqrt(np.min(np.std([left, right[:, -1]], 1, ddof=1)))
            sample_1 = np.invert(left)
            sample_2 = np.fliplr(np.invert(right))
            point_1 = int(np.where(sample_1[2] == sample_1[2].max())[0][0])

```

```

point_2 = int(np.where(sample_2[2] == sample_2[2].max())[0][0])
current_shift = abs(point_1 - point_2)
shifts[left_index] = current_shift
progress_bar(int(round(left_index*100/length)), 'SHIFT CALCULATION')
if left_index == length-1:
    shifts[length:int(180.655/step)] = \
        shifts[int(np.mean(shifts[:length]))]
    shifts[int(180.655/step):] = shifts[:length]
    break

return shifts

def filt(sinogram):
    """
    Frequency domain Hamming filter
    Parameters:
    sinogram : array_like, dtype=float
        Image containing radon transform. Each row of the image corresponds to
        a projection along a different angle.
        The rotation axis should lie at the pixel index
        << radon_image.shape[1] // 2 >>
    Returns:
    radon_filtered : ndarray
        Filtered sinogram
    """
    width = int((2*np.ceil(np.log2(sinogram.shape[1])) - sinogram.shape[1])/2)
    img = np.pad(sinogram, width, 'reflect', reflect_type='odd')
    # construct the Fourier filter
    # digital frequency
    f = fftfreq(sinogram.shape[1] + 2 * width).reshape(1, -1)
    omega = 2 * np.pi * f # angular frequency
    fourier_filter = np.abs(f) # ramp filter
    # fourier_filter *= (1 + np.cos(omega / 2)) / 2
    # Hamming part of filter
    # fourier_filter *= (0.54 + 0.46 * np.cos(omega / 3))
    # applying the filter in frequency domain
    projection = fft(img, axis=1) * fourier_filter
    # inverse transform
    radon_filtered = np.real(iffth(projection, axis=1))
    # Resize filtered image back to original size
    radon_filtered = radon_filtered[width:width+sinogram.shape[0],
                                   width:width+sinogram.shape[1]]

    return radon_filtered

savePath = 'C:/Users/ctMachine/Desktop/ct_testing/results/'
def radon(image, radius, pixelSize, fan_angle, angular_step, rotation_range, position):
    """
    Calculates the radon transform of an image at specified
    angular trajectory, rotation range, the beam divergency,
    considering distance from source to rotation axis and detector pixel size.

```

```

Parameters:
image : array_like
    Input image
radius : dtype=float
    The distance from source to sample or rotation axis in mm
pixelSize: dtype=float
    Detector pixel size in mm
fan_angle: dtype=float
    The angle of the beam divergency in degrees
angular_step: dtype=float
    The angular rotation step in degrees
rotation_range: dtype=int
    General rotation range in degrees
Returns:
radon_image : ndarray
    Radon transform (sinogram)
"""
print '\n'
if image.shape[0] == image.shape[1]:
    square = image
else:
    lside = abs(image.shape[0] - image.shape[1])
    if lside % 2 != 0:
        lside += 1
    if image.shape[0] > image.shape[1]:
        square = matlib.pad(image, ((0, 0), (lside/2, lside/2)),
                             mode='constant', constant_values=0)
    elif image.shape[0] < image.shape[1]:
        square = matlib.pad(image, ((lside/2, lside/2), (0, 0)),
                             mode='constant', constant_values=0)
distance = radius/pixelSize
number_of_porjections = int(rotation_range/angular_step)
width = int(np.round(distance*np.tan(np.deg2rad(fan_angle/2))))
fan = np.flipud(np.linspace(0, fan_angle, 2*width) - fan_angle/2)
dist = np.linspace(distance - square.shape[0]/2,
                    distance + square.shape[0]/2, square.shape[0])
height = np.zeros((2*width, square.shape[0]))
for (i, angle) in enumerate(fan):
    for (j, distance) in enumerate(dist):
        height[i, j] = distance * np.tan(np.deg2rad(angle))
xaxis = np.arange(0, square.shape[0], 1) - square.shape[0]/2
radon_image = np.zeros((number_of_porjections, 2*width))
temp = np.zeros((square.shape[0], 2*width))
height += position
for number in range(int(number_of_porjections)):
    for column in range(square.shape[0]):
        projected = griddata(xaxis, square[:, column], height[:, column],
                             method='linear', fill_value=0, rescale=False)
        temp[column, :] = projected
    radon_image[number, :] = np.sum(temp, axis=0)
square = scipy.ndimage.interpolation.rotate(square, angular_step,

```

```

        reshape=False, mode='constant')
    progress_bar((number+1)*100/(number_of_porjections),
                'SYNTHESIS')

    return radon_image

```

```

def scan(image, radius, pixelSize, parts, angular_step,
        rotation_range, savepath):
    """
    Calculates the radon transform of an image divided into n parts.
    Creates sinograms at the specified directories

    Parameters:
    image : array_like
        Input image
    radius : dtype=float
        The distance from source to sample or rotation axis in mm
    parts: dtype=integer
        Number of parts to divide the sample image in.
    fan_angle: dtype=float
        The angle of the beam divergency in degrees
    angular_step: dtype=float
        The angular rotation step in degrees
    rotation_range: dtype=int
        General rotation range in degrees
    """
    print '\n'
    output = []
    if image.shape[0] == image.shape[1]:
        square = image
    else:
        lside = abs(image.shape[0] - image.shape[1])
        if image.shape[0] > image.shape[1]:
            square = matlib.pad(image, ((0, 0), (lside/2, lside/2)),
                                mode='constant', constant_values=0)
        elif image.shape[0] < image.shape[1]:
            square = matlib.pad(image, ((lside/2, lside/2), (0, 0)),
                                mode='constant', constant_values=0)
    half = square.shape[0]/2
    distance = radius/pixelSize
    number_of_porjections = int(rotation_range/angular_step)
    fan_range = square.shape[0]/parts
    if fan_range % 2 != 0:
        fan_range += 1
    fan_angle = np.arctan(float(fan_range)/distance)
    width = int(np.round(distance*np.tan(np.deg2rad(fan_angle/2))))
    fan = np.flipud(np.linspace(0, fan_angle, 2*width) - fan_angle/2)
    dist = np.linspace(distance - half, distance + half, square.shape[0])
    height = np.zeros((fan_range, square.shape[0]))
    for (i, angle) in enumerate(fan):
        for (j, distance) in enumerate(dist):

```

```

        height[i, j] = distance * np.tan(angle)
xaxis = np.arange(0, square.shape[0], 1) - half
radon_image = np.zeros((number_of_projections, fan_range))
temp = np.zeros((square.shape[0], fan_range))
height += (parts-1) * fan_range/2
for i in range(parts):
    for number in range(int(number_of_projections)):
        for column in range(square.shape[0]):
            projected = griddata(xaxis, square[:, column], height[:, column],
                                method='linear', fill_value=0, rescale=False)
            temp[column, :] = projected
        radon_image[number, :] = np.sum(temp, axis=0)
        square = scipy.ndimage.interpolation.rotate(square, angular_step,
                                                    reshape=False, mode='constant')
        progress_bar((number+1)*100/(int(rotation_range/angular_step)),
                    'SCANNING PART #' + str(i+1))
    height -= fan_range
plt.imsave(savepath + 'part_' + str(i+1) + '.tif', radon_image, cmap='gray')
output.append(radon_image)

return output

```

```

def invradon(sinogram, angles, rotrange, step, radius, pixelSize, outputSize,
            interpolation, span, shifts=0):
    """

```

Reconstructs an image from the radon transform along a fan, using the filtered back projection algorithm

Parameters:

sinogram : array_like, dtype=float

Image containing radon transform. Each row of the image corresponds to a projection along a different angle. The rotation axis should lie at the pixel index

<< radon_image.shape[1] // 2 >>

angles : array_like, dtype=float

Reconstruction angles (in degrees)

step : dtype=float

angular step size (in degrees)

radius : dtype=float

The distance from source to sample or rotation axis in mm

pixelSize: dtype=float

Detector pixel size in mm

outputSize : dtype=int

Number of rows and columns in the reconstruction

shifts : dtype=float

The shift of the rotation axis

interpolation : str, optional (default 'linear')

Interpolation method used in reconstruction. Methods available:

'linear', 'nearest', and 'cubic' ('cubic' is slow)

span : dtype = str

The range to reconstruct from: 'full' - 360deg, 'half' - first 180deg,

```

'shalf' - second 180deg
Returns:
reconstructed : ndarray
    Reconstructed image
"""
print '\n'
halfrr = rotrange/2
theta = np.deg2rad(angles) # converting given angles from degrees to rads
dist = radius / pixelSize # converting given distance to pixels dimension
loops = int(halfrr/step) # number of loops to calculate through
limit = sinogram.shape[0] - loops # the limit considering the number of
# projections which the shift is calculated for
reconstructed = np.zeros((outputSize, outputSize)) # memory allocation
[xaxis, yaxis] = np.mgrid[0:outputSize, 0:outputSize] # the mesh
xpr = np.rot90(xaxis - outputSize / 2.0) # horizontal coordinates
ypr = np.rot90(yaxis - outputSize / 2.0) # vertical coordinates
# Reconstruct image by interpolation
for number in range(loops):
    # geometry calculations
    # the distance from the source to the pixel
    source2pixel = np.sqrt((ypr - dist*np.sin(theta[number]))**2.0 +
                           (xpr - dist*np.cos(theta[number]))**2.0)
    # the shortest distance from the pixel to the central ray
    normal = ypr*np.cos(theta[number]) - xpr*np.sin(theta[number])
    # the distance from the source to the normal along the central ray
    source2normal = np.sqrt(source2pixel**2.0 - normal**2.0)
    cfactor = source2normal / dist # correction factor
    # the sampling distance along the imaginary detector
    sample = normal / cfactor
    # the center of rotation considering the shift (-shift[number])
    mid_index = (sinogram.shape[1] - shifts[number]) / 2.0
    # projection points coordinates
    xaxis = np.arange(sinogram.shape[1]) - mid_index
    backprojected_1 = griddata(xaxis, sinogram[number, :], sample,
                              method=interpolation, fill_value=0, rescale=False)
    if number < limit:
        # the distance from the source to the pixel
        source2pixel = np.sqrt((ypr - dist*np.sin(theta[number+loops]))**2.0
                               + (xpr - dist*np.cos(theta[number+loops]))**2.0)
        # the shortest distance from the pixel to the central ray
        normal = ypr*np.cos(theta[number+loops]) - xpr*np.sin(theta[number+loops])
        # the distance from the source to the normal along the central ray
        source2normal = np.sqrt(source2pixel**2.0 - normal**2.0)
        cfactor = source2normal / dist # correction factor
        # the sampling distance along the imaginary detector
        sample = normal / cfactor
        # the center of rotation considering the shift
        mid_index = (sinogram.shape[1] - shifts[number+loops]) / 2.0
        # projection points coordinates
        xaxis = np.arange(sinogram.shape[1]) - mid_index
        backprojected_2 = griddata(xaxis, sinogram[number+loops, :], sample,
                                   method=interpolation, fill_value=0, rescale=False)

```

```

    if span == 'full':
        backprojected = (backprojected_1+backprojected_2)/2
    elif span == 'fhalf':
        backprojected = backprojected_1
    elif span == 'shalf':
        backprojected = backprojected_2
    else:
        backprojected = backprojected_1
    reconstructed += backprojected
    if number * 100/len(theta) != (number+1) * 100/loops:
        progress = 1 + number * 100/loops
        progress_bar(progress, 'RECONSTRUCTION')

return np.fliplr(reconstructed)

```

```

def pixelbp(sinogram, pixelSize, source2center, center2detector,
            angular_range, step, position, outpuSize, shifts, method):
    """
    Produces the 3D array containing all the backprojections in the order
    they are acquired

    Parameters:
    sinogram : array_like, dtype=float
        Image containing radon transform. Each row of
        the image corresponds to a projection along a different angle. The
        rotation axis should lie at the pixel index
        << radon_image.shape[1] // 2 >>
    pixelSize: dtype=float
        Detector pixel size in mm
    source2center:
        The distance between the source of the beam an the center of rotation
    center2detector:
        The distance between the center of rotation and the detector plane
    angular_range : array_like
        Reconstruction angles (in degrees)
    step : dtype=float
        angular step size (in degrees)
    position : dtype=float
        Transverse position of the beam source relatively to the sample
    outpuSize : dtype=int
        Number of rows and columns in the reconstruction
    shifts : dtype=float
        The shift of the rotation axis
    Returns:
    tensor : ndarray
        Tensor contatining all the backprojections in the order they
        are acquired
    """
    print '\n'
    savePath = 'C:/Users/ctMachine/Desktop/bright/output/'

```

```

loops = int(90/step)
limit = sinogram.shape[0] - loops
angular_range = np.deg2rad(angular_range)
step = np.deg2rad(step)
source2center = source2center/pixelSize
center2detector = center2detector/pixelSize
y_dm = abs(position)
dwidth = np.arange(outpuSize) - outpuSize/2
r_dm = np.sqrt(center2detector**2 + y_dm**2)
r_source = np.sqrt(source2center**2 + y_dm**2)
alfa = np.arcsin(source2center/r_source) + np.deg2rad(90)
gamma = np.arctan(y_dm/center2detector)
sigma = np.arctan(dwidth/center2detector)
alfa_2 = alfa + np.deg2rad(180)
gamma_2 = gamma + np.deg2rad(180)
[xaxis, yaxis] = np.mgrid[0:outpuSize, 0:outpuSize] # the mesh
xpr = np.rot90(xaxis - outpuSize / 2.) # horizontal coordinates
ypr = np.rot90(yaxis - outpuSize / 2.) # vertical coordinates
reconstructed = np.zeros((outpuSize, outpuSize))
for number in range(loops):
    x_source = r_source * np.cos(alfa)
    y_source = r_source * np.sin(alfa)
    x_dm = r_dm * np.cos(gamma)
    y_dm = r_dm * np.sin(gamma)
    source2pixel = np.sqrt(((ypr + abs(position)) -
        source2center*np.sin(angular_range[number]))**2.0 +
        (xpr - source2center*np.cos(angular_range[number]))**2.0)
    normal = (xpr*(y_dm-y_source) - ypr*(x_dm-x_source) - x_source*y_dm +
        x_dm*y_source)/np.sqrt((y_dm-y_source)**2 + (x_dm-x_source)**2)
    source2normal = np.sqrt(source2pixel**2.0 - normal**2.0)
    cfactor = source2normal / source2center
    sample = normal / cfactor
    mid_index = (sinogram.shape[1] - shifts[number])/2
    xaxis = np.arange(sinogram.shape[1]) - mid_index + position

    if position > 0:
        backprojected_1 = griddata(xaxis, sinogram[number, :], sample,
            method=method, fill_value=0, rescale=False)

    else:
        backprojected_1 = np.flipud(griddata(xaxis, sinogram[number, ], -sample,
            method=method, fill_value=0, rescale=False))

    alfa += step
    gamma += step
    if number < limit:
        x_source = r_source * np.cos(alfa_2)
        y_source = r_source * np.sin(alfa_2)

```

```

x_dm = r_dm * np.cos(gamma_2)
y_dm = r_dm * np.sin(gamma_2)
source2pixel = np.sqrt(((ypr + abs(position)) -
    source2center*np.sin(angular_range[number+loops]))**2.0 +
    (xpr - source2center*np.cos(angular_range[number+loops]))**2.0)
normal = (xpr*(y_dm-y_source) - ypr*(x_dm-x_source) -
    x_source*y_dm + x_dm*y_source)/np.sqrt((y_dm-y_source)**2 + (x_dm-
x_source)**2)
source2normal = np.sqrt(source2pixel**2.0 - normal**2.0)
cfactor = source2normal / source2center
sample = normal / cfactor
mid_index = (sinogram.shape[1] - shifts[number+loops])/2
xaxis = np.arange(sinogram.shape[1]) - mid_index + position
if position > 0:
    backprojected_2 = griddata(xaxis, sinogram[number+loops, ],
        sample, method=method, fill_value=0, rescale=False)

else:
    backprojected_2 = np.flipud(griddata(xaxis, sinogram[number+loops, ],
        -sample, method=method, fill_value=0, rescale=False))

    if number==359:
        plt.imsave(savePath + 'backprojected.tif', backprojected_1, cmap='gray')

    alfa_2 += step
    gamma_2 += step
    backprojected = (backprojected_1+backprojected_2)/2
else:
    backprojected = backprojected_1

progress_bar(1+number*100/loops, 'RECONSTRUCTION')
reconstructed += backprojected
# plt.imsave(savePath + 'backprojected_'+str(number)+'.tif', reconstructed, cmap='gray')

return reconstructed

```