

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет»

На правах рукописи

Оздиев Али Хосенович

ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ БЕЗ ВРАЩЕНИЯ ОБЪЕКТА НА ОСНОВЕ
ГЕОМЕТРИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ПУЧКА

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата технических наук

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

Научный руководитель:
доктор физико-математических наук, профессор
Крючков Юрий Юрьевич

Томск – 2018

Оглавление

Введение	3
Глава 1. Теоретические аспекты рентгеновской томографии	22
1.1 Развитие рентгеновских установок, как систем томографического сканирования	23
1.2 Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом, как физическая основа томографического анализа	28
1.3 Рентгеновская томография как метод восстановления внутренней структуры объектов.....	31
1.4 Проблемы применения рентгеновской томографии.....	34
Глава 2. Томографическая реконструкция методом обратного проецирования	36
2.1 Алгоритм обратного проецирования с фильтрацией	44
2.2 Преобразование Радона, как инструмент работы с рентгеновской томографией	46
2.3 Процедура фильтрации профиля ослабления для использования в алгоритме обратного проецирования.....	50
2.4 Программная реализация алгоритма фильтрованных обратных проекций.....	52
Глава 3. Томографическое сканирование без вращения объекта с изменением расстояния источник-детектор.....	63
3.1 Оптимизация алгоритма фильтрованных обратных проекций с целью перехода к сканированию без вращения объекта исследования	64
3.2 Сканирование без вращения: моделирование, результаты реконструкции и оценка работоспособности	75
3.3 Концепт экспериментальной томографической установки, реализующий технологию сканирования без вращения образца	86
Заключение	88
Список использованных источников	90
Приложение А	94
Приложение Б.....	106

ВВЕДЕНИЕ

С момента открытия рентгеновского излучения его применение позволило совершить ряд важных открытий. На основе механизмов взаимодействия рентгеновского пучка с материалами строятся различные методы структурного анализа. Рентгеноструктурный анализ позволяет исследовать и визуализировать внутреннюю структуру объектов, при этом развитие науки и техники позволило довести разрешающую способность подобного анализа до нанометровых и субнанометровых пределов. Благодаря этому рентгеновский анализ находит применение во многих областях науки, промышленности и медицины.

Простейшим методом рентгеноструктурного анализа является двумерное рентгенографическое исследование (РИ). Рентгенографией называют исследование внутренней структуры объектов при помощи проекций, получаемых посредством экспонирования исследуемого объекта рентгеновским пучком и регистрации данных системой детектирования, в основе которой могут быть рентгеновские плёнки или цифровые рентгеновские детекторы. Рентгенографическое исследование находит широкое применение в различных областях – в медицине: РИ органов пищеварительной системы, различных отделов периферического скелета, зубов; в технике и технологии, являясь одним из важнейших методов неразрушающего контроля, применяется в процессе производства и эксплуатации для контроля: отливок, сварных соединений, железобетона, различных неразборных и трудноразборных машин и других металлических деталей для поиска дефектов; в криминалистике для судебно-медицинских исследований или анализа деталей автомобиля или оружия на предмет изменения маркировки.

Рентгенографическая установка включает в себя три главных компонента: источник рентгеновского излучения, систему детектирования и систему крепления и ориентации образца. Качество получаемых рентгеновских проекций определяется следующими главными параметрами: напряжением, подаваемым на

рентгеновский источник, силой тока, временем экспозиции, расстояниями между источником и объектом, а также между источником и детектором, а также разрешающей способностью детектирующего устройства. Стоит заметить, что применение РИ позволяет не только обнаружить дефекты, но также и локализовать их. Этого можно достичь путём обработки двух ортогональных проекций. Система рентгенографического исследования схематично представлена на рисунке 1.

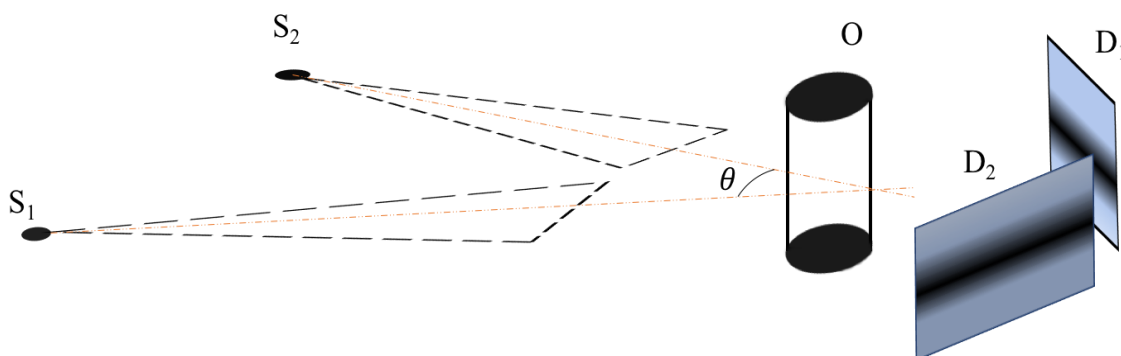


Рис. 1 – Схема рентгенографической установки с двумя ортогональными проекциями; S_1 и S_2 – положения источника излучения, O – исследуемый объект, D_1 и D_2 – положения детектирующей поверхности, θ угол между направлениями экспонирования (90 градусов)

К преимуществам рентгенографического исследования в первую очередь можно отнести простоту конфигурации экспериментальной установки и относительно низкую стоимость оборудования. Недостатками данного метода являются – низкая информативность по сравнению с альтернативными методами рентгеноструктурного анализа, сложность сегментации экспериментальных данных, в медицине – необходимость применения контрастирующих веществ, а также невозможность визуализировать элементы внутренней структуры исследуемого образца сонаправленные с рентгеновским пучком.

Очевидным решением проблемы визуализации элементов внутренней структуры исследуемого объекта, ориентация и расположение которых совпадает с направлением рентгеновского пучка, является экспонирование объекта с наибольшего числа сторон и последующей специальной обработке полученных данных. Такой подход носит название рентгеновская томография. Итак, рентгеновская компьютерная томография (КТ) – это метод послойного

исследования структуры неоднородных объектов в рентгеновском излучении, основанный на зависимости линейного коэффициента поглощения в рентгеновском диапазоне от состава и плотности вещества исследуемого объекта. КТ позволяет получить трехмерную модель объема исследуемого объекта с возможностью послойного анализа с произвольной ориентацией визуализируемого сечения. Такая возможность «перемещения» сквозь трехмерную модель и позволяет проводить анализ, внутренние измерения, выявлять дефекты и несовершенство внутренней структуры материалов.

Принцип работы установки, реализующей рентгеновскую компьютерную томографию (Рисунок 2), достаточно прост. Для формирования трехмерной визуализации необходимо собрать ряд последовательных проекций в заданном угловом диапазоне. Для этого сканируемый объект, помещается на вращающийся стол между источником рентгеновского излучения и детектором (приемником). Источник излучения генерирует рентгеновский пучок с заданными параметрами и посылает его через данный образец. Детектор регистрирует проекцию образца, сформированную рентгеновским пучком, прошедшим сквозь него. Степень контрастности серого на полученных проекциях зависит от плотности материала и геометрической формы объекта. Соответственно, более толстые и плотные вещества, такие как, например, железо, медь или свинец получают намного темнее, чем более тонкие и легкие вещества – пластик, дерево, бумага. Полученный набор проекционных данных подвергается специальной обработке алгоритмами томографической реконструкции, на выходе которой получается трехмерная модель исследуемого объекта. Также стоит отметить, что конфигурация томографической установки допускает вариант, когда сканируемый объект фиксируется в статичном положении, а источник излучения и рентгеновский детектор, объединенные в одну механическую систему, совершают синхронное движение по круговой траектории вокруг объекта.

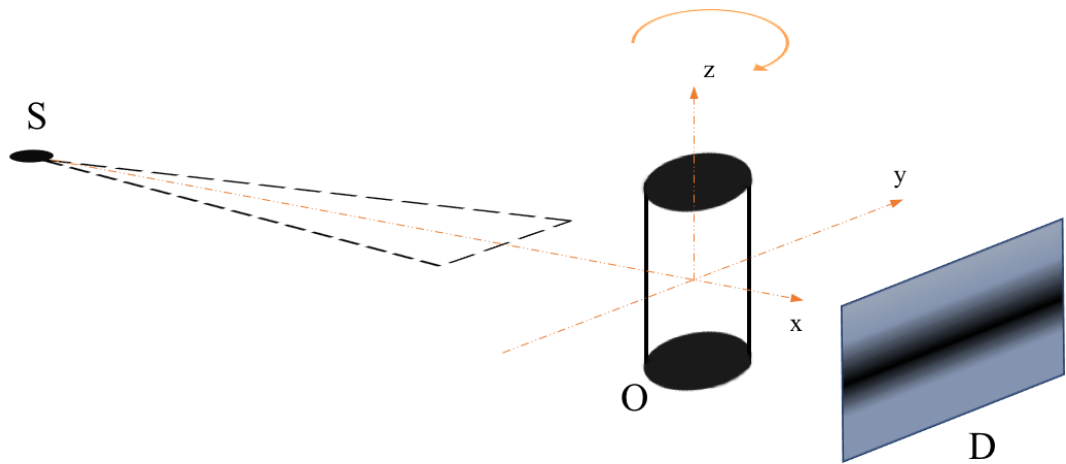


Рис. 2 – Схема установки рентгеновской компьютерной томографии; S и D – источник рентгеновского излучения и детектирующая поверхность соответственно, установленные статично, O – вращающийся объект

В современных технологиях компьютерной томографии также применяют так называемую спиральную или конвейерную траекторию томографического сканирования, которая представлена на рисунке 3. Спиральная компьютерная томография представляет собой частный случай компьютерной томографии, особенностью которого является непрерывность вращения рентгеновского излучателя в сочетании с одновременным непрерывным движением стола-транспортера (или наоборот). Это обеспечивается, прежде всего, специальной конструкцией сканирующей системы, в которой имеется специальное скользящее кольцо, внутри которого вращение сканирующего устройства происходит лишь в одну сторону. Одновременно с началом вращения рентгеновской трубки начинает движение и стол-транспортер, на котором располагается исследуемый объект. Поэтому за один цикл вращения трубка описывает не круг, как при обычной компьютерной томографии, а отрезок спирали. В случае спиральной компьютерной томографии речь всегда идет не о конкретном томографическом срезе, а о сканировании целиком всей изучаемой области. Определяющими техническими параметрами здесь будут толщина среза и скорость подачи (продвижения) стола-транспортера — так называемый интервал сканирования. Чем больше интервал сканирования, тем меньше времени будет затрачено на

сканирование области, но точность реконструкции изображений будет несколько ниже, чем при небольшом интервале сканирования. Количество томографических срезов, которые реконструируются из полученного объема информации, может быть любым, поскольку при вторичной реконструкции изображений шаг стола можно задавать произвольно. Время исследования в этом случае не зависит от количества срезов и определяется лишь скоростью сканирования одного среза и длиной области сканирования.

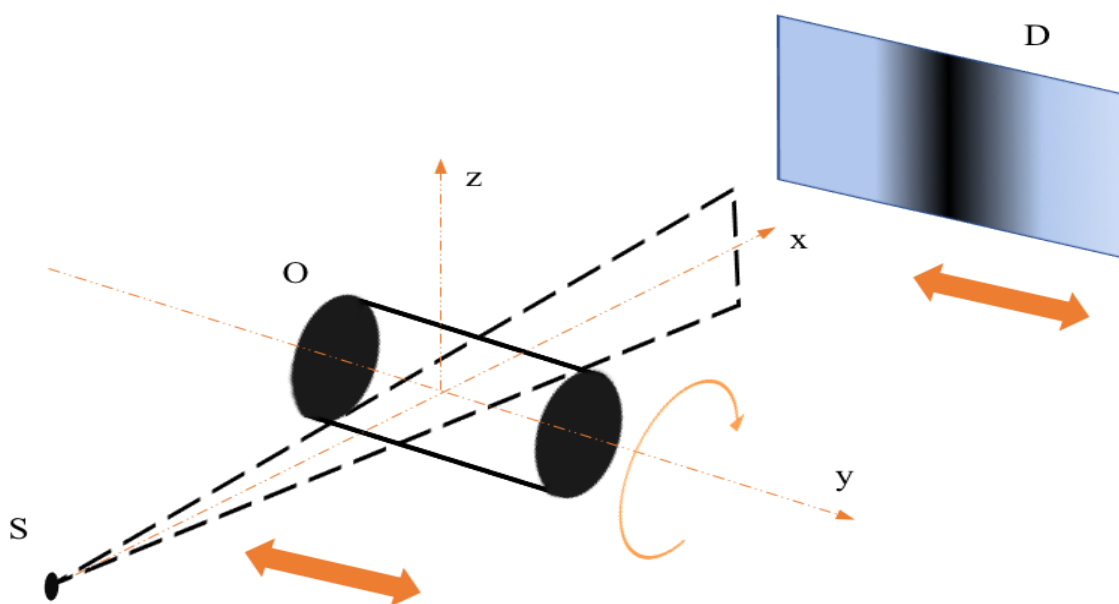


Рис. 3 – Схема установки спиральной компьютерной томографии; S и D – источник рентгеновского излучения и детектирующая поверхность соответственно, совершающие движение вдоль объекта, O – вращающийся объект

К преимуществам спирального подхода в рентгеновской томографии главным образом относится экономия времени, которое необходимо, чтобы осуществить сбор достаточного для реконструкции объема проекционных данных. Но с точки зрения сканирования объектов крупного размера реализация спирального подхода весьма сложна в практической реализации. Так как крупногабаритные объекты часто обладают большой массой, а это значит, что для осуществления их вращения или перемещения с достаточной точностью необходимо применять специализированные механические системы.

Проектировка и создание таких механических систем манипуляции требуют наличия соответствующих компетенций, а также использования относительно дорогостоящего оборудования. Также стоит отметить, что применение спиральной траектории сканирования усложняет процесс последующей обработки проекционных данных: либо алгоритмы томографической реконструкции должны быть адаптированы для данной геометрии сканирования, либо процессу непосредственной реконструкции должна предшествовать специальная предварительная обработка проекционных данных.

Несмотря на универсальность методов рентгеновской томографии, в некоторых случаях их применимость затруднена рядом ограничивающих факторов. К факторам, которые могут не позволить получить желаемого результата, относятся размеры исследуемого объекта, площадь детектирующей поверхности, механические ограничения работы томографической установки или, например, размеры помещения, где расположена томографическая установка. Ещё одним важным моментом является вес исследуемого объекта, так как механические системы, способные осуществлять вращение тяжелых объектов с достаточной точностью, значительно увеличивают стоимость установки. Также существующие подходы проведения томографического сканирования невозможно применять для зафиксированных объектов, расположенных таким образом, что физический доступ к ним ограничен с одной или нескольких сторон, как это показано на рисунке 4.

На основе вышесказанного, можно заключить, что на настоящий момент рентгеновская томография является широко распространенным методом структурного анализа, находящим своё применение во всевозможных областях. В связи с чем, разработка новых подходов к проведению рентгеновского томографического сканирования, а также модификация и оптимизация алгоритмов томографической реконструкции являются актуальными направлениями исследовательской работы.

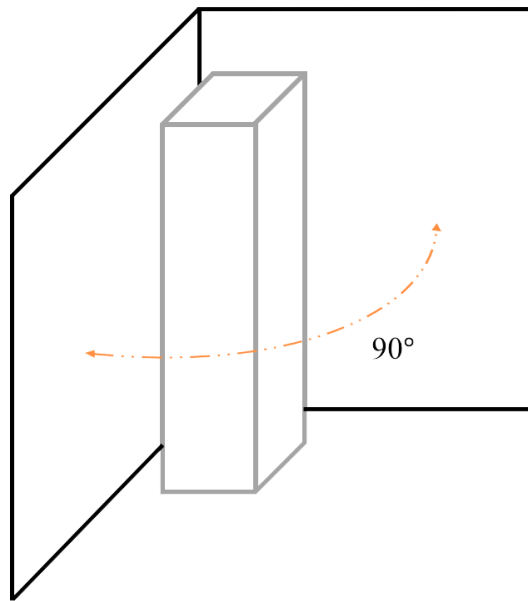


Рис. 4 – Объект с ограниченным доступом, например, бетонная колонна в углу здания

Минимизация влияния ограничивающих факторов на качество результатов томографического анализа посредством применения новых подходов проведения сканирования позволит расширить область применения рентгеновской томографии. Также новые подходы проведения рентгеновского томографического сканирования могут лечь в основу мобильных установок нового типа.

Современные наука и инженерия по-разному подходят к решению вышеописанных проблем. Так, например, Lei Li, Xiaoqi Xi и другие в своей работе «Design and implementation of a multi-functional x-ray computed tomography system» предлагают универсальную установку для трехмерного неразрушающего контроля и исследования промышленных компонентов, объектов автомобильной и аэрокосмической отраслей, электроники и новых материалов. Особенность установки заключается в наличии сразу двух источников рентгеновского излучения, направленных на одно и то же детектирующее устройство с площадью детектирующей поверхности 400x400 мм. Рентгеновская трубка со стандартным фокусом и величиной анодного напряжения до 450 кэВ оптимизирована для толстостенных и плотных объектов анализа, таких как литые изделия, компоненты двигателей, турбинные лопасти, и микрофокусная трубка с величиной анодного напряжения 225 кэВ для анализа объектов малого размера с высоким разрешением

[1]. Авторы совершенствуют аппаратную часть установки, что безусловно способствует улучшению качества получаемых результатов и увеличивает диапазон возможных объектов исследования, но не предлагают никаких концептуальных решений для применения в методике томографического сканирования, а также в алгоритмах реконструкции.

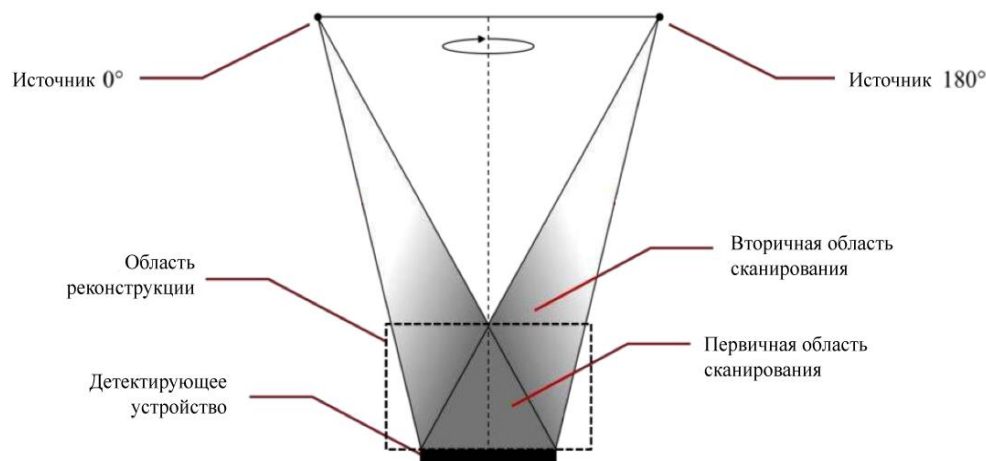


Рис. 5 – Геометрия сканирования RoboTom [2]

В работе [2] авторами представлена система рентгеновского неразрушающего контроля для мониторинга качества соединительных узлов автомобильных кузовов. Обращая внимания, что сканирование объема подобных объектов целиком затруднено рядом существенных проблем, они предлагают осуществлять контроль критических зон объекта отдельно. Для этого используется роботизированная система сбора проекционных данных, оснащенная двумя источниками рентгеновского излучения, которые направлены на один и тот же детектирующий прибор, как показано на рисунке 5.

Благодаря тому, что схема предполагает использование позиционирования источников и детектирующего устройства с помощью роботизированных манипуляторов, система обладает достаточной гибкостью, чтобы фокусироваться на отдельных зонах исследуемого объекта. Подобный подход был первоначально протестирован на компьютерных трехмерных моделях автомобильного кузова и роботизированной системы сканирования, которая подтвердила

работоспособность подхода для многих зон кузова, где имеются соединения различных типов.

Объекто-ориентированная траектория сканирования [3] частично решает проблему оптимизации геометрии сбора проекционных данных. Обычно оператор томографической установке ориентирует объект сканирования и планирует протокол сканирования, основываясь на знаниях, приобретенных в ходе работы, что не гарантирует наилучшего качества анализа. Тогда как специальная траектория сканирования определяется на основе трехмерной CAD-модели объекта с использованием так называемого индекса видимости. Применение данного подхода позволяет с наибольшей достоверностью различать внутреннюю структуру объекта исследования и положительно сказывается на общем качестве получаемых изображений.

Однако, приведенные примеры все же показывают, что в области применения рентгеновской томографии для осуществления неразрушающего контроля крупногабаритных или протяженных объектов все ещё недостаточно эффективных решений. На настоящий момент наиболее распространенными методами промышленного рентгеновского контроля остаются методы двумерного радиографического анализа, которые неспособны обеспечить должной достоверности результатов контроля, в особенности для объектов со сложной внутренней структурой.

Таким образом, создание альтернативной технологии сбора проекционных данных и их дальнейшей обработки с целью получения томографической реконструкции является актуальным вопросом в области применения рентгеновского излучения для неразрушающего контроля. В связи с этим целью данной работы стала разработка оптимального метода проведения рентгеновского томографического сканирования и способа последующей обработки данных для анализа протяженных объектов или объектов, доступ к которым заблокирован, как показано на рисунке 4. По причине того, что для протяженных объектов достаточно сложно спроектировать и создать механическую систему вращения, а объекты с

ограниченным доступом рассматриваются, как зафиксированные, метод должен позволять собирать проекционные данные без вращения исследуемого объекта.

Для достижения цели исследование было разбито на задачи, каждая из которых соответствовала определенному блоку работ, на которые было поделено исследование. В начале работы были поставлены задачи, связанные с реализацией алгоритма томографической реконструкции под названием алгоритм фильтрованных обратных проекций [4]. Данный подход был выбран в качестве основного инструмента обработки проекционных данных, в связи с чем лег в основу созданного программного обеспечения. Алгоритм фильтрованных обратных проекций или *Filtered back projection reconstruction algorithm* основывается на преобразовании Радона – интегральном преобразовании функций многих переменных, важнейшим свойством которого является его обратимость, то есть возможность восстановить исходную функцию по её преобразованию Радона [5]. В контексте этого проекция объекта, полученная в ходе томографического сканирования, интерпретируется как результат прямого преобразования, а обратное преобразование есть ни что иное как обратное проецирование, что и заложено в название самого метода. Данный алгоритм является одним из самых распространенных подходов в томографической реконструкции, его отличительными чертами являются сравнительно высокое быстродействие и отсутствие необходимости в больших вычислительных мощностях, тогда как к минусам можно отнести существенное ухудшение качества реконструируемых изображений при нехватке или неполноте проекционных данных [6].

Далее была решена задача экспериментальной проверки работоспособности реализованного алгоритма на основе реальных данных. Важность данной проверки была критической, так как на основе реализованных в рамках алгоритма фильтрованных обратных проекций математических принципов строились дальнейшие подходы к моделированию проекционных данных и работе над алгоритмами реконструкции, оптимизированными для разрабатываемых геометрий томографического сканирования.

Следующей задачей являлась оптимизация алгоритма фильтрованных обратных проекций для сканирования образца с пошаговым сдвигом. Данная оптимизация алгоритма позволяет применять его для протяженных объектов, проекционные данные которых собирались с пошаговым сдвигом системы источник-детектор вдоль наиболее длинной оси сканируемого объекта [7]. Работоспособность оптимизированного алгоритма была также подвергнута экспериментальной проверке.

Дальнейшим этапом работы являлось решение задачи исключения необходимости вращения объекта исследования для сбора проекционных данных путём оптимизации или разработки новой геометрии томографического сканирования. В результате анализа литературы и существующих в этой области разработок был обнаружен подход, позволяющий осуществлять сбор проекционных данных, не вращая объект исследования, посредством изменения расстояния между источником излучения и детектирующим устройством [8]. На основе данного метода была построена новая геометрия томографического сканирования, которая сочетает в себе элементы сканирования образца с пошаговым сдвигом, а также применяет изменение расстояния между источником и детектором. В ходе дальнейшей работы алгоритм томографической реконструкции для сканирования образца с пошаговым сдвигом прошел дополнительную оптимизацию, учитывающую изменение расстояния источник-детектор, которая позволила применять его для реконструкции при использовании новой геометрии сканирования. Полученные в результате применения оптимизированного алгоритма реконструкции к проекционным данным, собранным на основе новой геометрии томографического сканирования, продемонстрировали работоспособность разработанной технологии.

Научная новизна предлагаемой технологии выражается в нескольких аспектах, которые были выявлены в процессе исследования. Так, например, известно, что рентгеновские источники можно классифицировать по способу распространения излучения на источники с параллельным пучком и на источники с расходящимся или, как принято его называть, веерным пучком. Алгоритм

обратного проецирования для пучка параллельной формы очень прост с точки зрения его программной реализации, и поэтому в данном случае не возникает затруднений в процессе обработки экспериментальных данных. В случае же веерного пучка для осуществления томографической реконструкции среза исследуемого объекта методом обратного проецирования обычно применяют два подхода. Первый – применяется алгоритм, который способен реконструировать сечение объекта исследования напрямую из проекционных данных, полученных на пучке веерообразной формы. Второй – проекционные данные проходят предварительную обработку алгоритмом «перепакровки» [9], который изменяет их структуру, конвертируя их в так называемые псевдопараллельные проекционные данные. Далее необходимо действовать в соответствии с первым подходом. Стоит заметить, что оба подхода имеют существенные минусы. В первом случае недостатки заключаются в том, что программная реализация алгоритма фильтрованных обратных проекций достаточно сложна, в связи с чем подобное программное обеспечение распространяется либо по платной лицензии, либо бесплатно, но с закрытым исходным кодом, что делает инструмент реконструкции недостаточно гибким. Во втором случае конвертация проекционных данных, полученных с применением рентгеновского пучка веерообразной формы, в псевдопараллельные данные может вызвать понижение качества реконструкции, что негативно скажется на результатах контроля. По этим причинам в рамках исследования было решено реализовать собственную версию алгоритма фильтрованных обратных проекций, способную осуществлять процесс реконструкции, исключая необходимость конвертации данных. Это позволило получить конфигурируемый инструмент томографической реконструкции, а разработанный исходный код стал основой для создаваемого программного обеспечения. Следующим аспектом научной новизны данной работы, на котором стоит заострить внимание, является одно из условий работоспособности или, точнее, применимости алгоритма обратного проецирования. Стандартная версия реализации рассматриваемого алгоритма, встречающаяся также и в распространяемом программном обеспечении, предполагает, что оптическая ось

установки должна совпадать с центром исследуемого объекта. В противном случае аккумулируемые обратные проекции не дадут исходного изображения в результате их суммирования. Однако, в данной работе в результате оптимизации алгоритма реконструкции для томографического сканирования с пошаговым сдвигом образца была получена такая реализация подхода, применение которой не требует соблюдения условия совпадения центра оптической оси и центра объекта. Полученная версия алгоритма всегда «знает» какая область объекта сканировалась на каждом из этапов сдвига образца и проецирует информацию в соответствующие координаты области реконструкции.

Главным же аспектом научной новизны предлагаемой технологии является отсутствие необходимости вращать объект исследования для формирования необходимого и достаточного для реконструкции объёма проекционных данных. Это достигается благодаря пошаговому изменению расстояния между источником и детектором рентгеновского излучения посредством использования пучка веерообразной формы. Предполагается, что лучи внутри пучка веерообразной формы направлены в определенном угловом диапазоне. Таким образом, варьируя расстояние между источником и детектором, данная область исследуемого объекта будет экспонироваться лучами в составе рентгеновского пучка, направленными к поверхности объекта под разными углами. Таким путём и формируется тот необходимый для реконструкции объём данных, который получается при использовании стандартной схемы томографического сканирования, предполагающей вращение объекта исследования.

В области неразрушающего рентгеновского контроля существует ряд определенных затруднений, часть из которых связана со сложностями проведения томографического сканирования, вызванными в первую очередь габаритами инспектируемых объектов. Перечислим основные проблемы.

В контексте проведения процедур неразрушающего контроля крупногабаритных протяженных объектов на основе рентгеновской томографии все основные проблемы связаны с необходимостью осуществлять вращение инспектируемого объекта. С точки зрения практической реализации подобные

механические системы требуют существенных финансовых затрат. Также некоторые материалы не обладают достаточной жесткостью, чтобы избежать провисаний и искривлений формы при фиксированных концах, в следствие чего возникает необходимость конструировать дополнительные поддержки, не препятствующие вращению объекта. Другим решением данной проблемы является установка сканируемого объекта на два вращающихся валика. В этом случае возникают два условия работоспособности: исследуемый объект должен являться телом вращения, и механические компоненты системы, обеспечивающие вращение валиков, должны обладать соответствующей точностью и силой тяги. Альтернативным методом сбора проекционных данных также называют спиральную схему томографического сканирования, которая, необходимо заметить, также обладает рядом существенных недостатков, если речь идёт об её применении для проведения процедур неразрушающего контроля крупногабаритных объектов протяжённой формы. Основная проблема заключается в том, что источник рентгеновского излучения необходимо вращать вокруг исследуемого объекта, как и систему детектирования. Здесь возникают проблемы с подводкой питающего напряжения и управляющих сигналов оборудования, которая должна исключить вероятность замыкания кабелей вокруг деталей, а также всяческих заломов, застреваний, отсоединений контактов и прочих ситуаций, потенциально ведущих к выходу из строя оборудования. В свете вышесказанного четко вырисовывается практическая значимость проведённой работы и полученных результатов. На базе предлагаемой технологии возможно построить инспекционный комплекс контроля, способный осуществлять процедуры неразрушающего контроля протяжённых крупногабаритных объектов. Можно с большой вероятностью можно утверждать, что подобная система найдет своё применение в таких отраслях промышленности, как, например, авиационная и нефтегазовая. Концептуальный вид рентгеновской установки, работающий по принципу изменения расстояния между источником и детектором, представлен на рисунке 6.

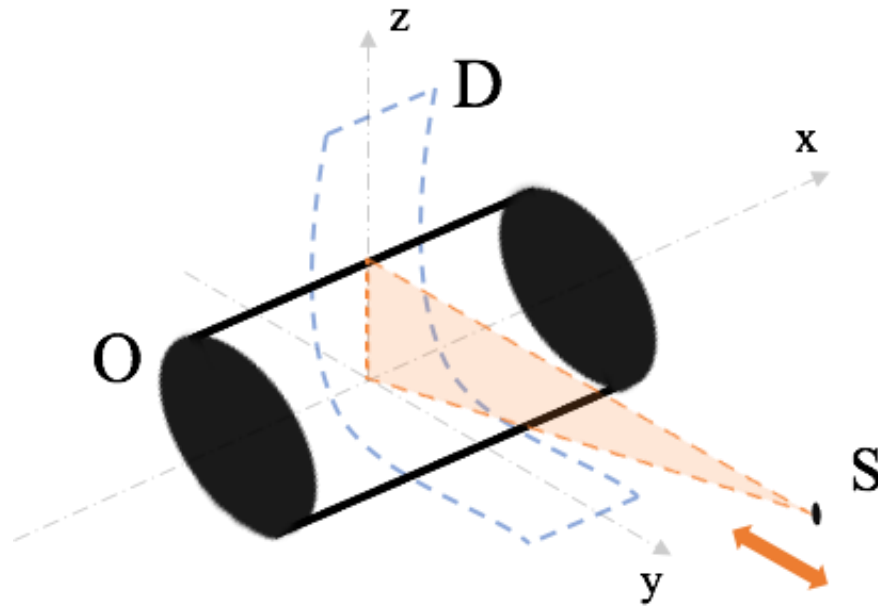


Рис. 6 – Схема рентгеновской томографической установки с изменением расстояния источник-детектор; D и S – детектирующая поверхность и источник рентгеновского излучения, совершающий движение вдоль оси y ; O – объект исследования

В процессе решения поставленных задач применялись различные эмпирические методы исследования. Основополагающую роль сыграли следующие методы: математическое описание, моделирование и эксперимент.

В ходе математического описания были найдены и выбраны наиболее оптимальные способы математической интерпретации рентгеновской томографии, как физического процесса. Так как основным методом обработки экспериментальных данных был выбран алгоритм фильтрованных обратных проекций, в рамках его программной реализации были использованы такие математические приёмы, как обратное преобразование Радона непосредственно для операции обратного проецирования, а также преобразование Фурье, для фильтрации изображений в частотном пространстве. Дополнительно стоит заметить, что также было использовано прямое преобразование Радона, на основе которого моделировалось томографическое сканирование. Последнее было необходимо для того, чтобы иметь возможность генерировать проекционные данные для отработки на них оптимизированного алгоритма реконструкции.

Важную роль в процессе выполнения исследовательской работы сыграл метод моделирования. По причине того, что конфигурацию экспериментальной рентгеновской установки не всегда возможно было адаптировать к выбранной геометрии томографического сканирования, возникла необходимость иметь в распоряжении инструмент, способный генерировать проекционные данные для дальнейшего их использования. Готовые программные решения не обладали функциональностью, способной смоделировать разрабатываемые геометрии томографического сканирования. В результате чего было создано программное обеспечение, обладающее достаточной для реализации поставленных задач гибкостью, а также легко поддающееся модификации. На основе созданного инструмента компьютерного моделирования разработанные подходы томографического сканирования и обработки проекционных данных были многократно проверены на предмет работоспособности и адекватности получаемых результатов. Добавим, что правильность работы самого инструмента моделирования подтверждалась путём сравнения результатов его применения для простейших случаев томографического сканирования с аналогичными результатами, полученными с применением специализированного программного обеспечения.

Последним, но не менее важным методом исследования являлся метод эксперимента. Практически все получаемые основные результаты исследования прошли экспериментальную проверку на рентгеновском томографе (Рисунок 7) на базе Инженерной школы неразрушающего контроля и безопасности Томского политехнического университета. В состав установки входят: источник – рентгеновский аппарат MXR-451HP/11(COMET), детектор – панель XRD-1642 (PerkinElmer) и стол с поворотным и прямолинейным движением DCNI 50 ST (DELKEN Automazioni).



Рис. 7 – Рентгеновский томограф ИШНКБ ТПУ

Заметим, что работоспособность финальной версии геометрии томографического сканирования, а также оптимизированного алгоритма фильтрованных обратных проекций проверена экспериментально лишь косвенным образом. Это связано с тем, что процесс конфигурирования установки, необходимый для реализации предлагаемой технологии томографического анализа, мог в первую очередь прервать другие исследовательские работы, ведущиеся на данной установке, а также требовал существенных экономических затрат. Но, так как результаты всех предыдущих этапов данной работы были проверены экспериментально, автор полагает, что предложенный подход является работоспособным.

В соответствии с тематикой данной диссертационной работы выделим объект и предмет исследования. Объектом проведённой исследовательской работы является трехмерная рентгеновская томография. Предметом – технология рентгеновского томографического анализа без вращения сканируемого объекта с изменением расстояния между источником излучения и детектирующим устройством.

В совокупности результатов проделанной работы на защиту выносятся следующие положения:

- геометрия рентгеновского томографического сканирования с пошаговым сдвигом образца и оптимизированный для неё метод обработки проекционных данных на основе алгоритма фильтрованных обратных проекций;
- геометрия рентгеновского томографического сканирования без вращения образца с изменением расстояния источник-детектор и оптимизированный для неё метод обработки проекционных данных на основе геометрии рентгеновского пучка;
- концепт рентгеновской томографической установки, реализующий технологию проведения рентгеновского томографического анализа без вращения исследуемого объекта.

Диссертация состоит из введения, трёх глав, заключения, двух приложений и списка использованных источников, содержащего 36 библиографических ссылок. Общий объём диссертации составляет 108 страниц и включает 62 рисунка и 3 таблицы.

Во введении обоснована актуальность работы, кратко раскрыта проблематика исследования, описана структура диссертации, сформулированы цель и задачи исследования.

В первой главе приведены теоретические аспекты рентгеновской томографии, знание которых необходимо для решения поставленных задач. Рассмотрены рентгеновские установки, как системы томографического сканирования, а также физические принципы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом, лежащие в основе метода. Трёхмерный рентгеновский анализ рассмотрен с точки зрения метода неразрушающего контроля, на основе чего представлены проблемы томографического сканирования крупногабаритных протяжённых объектов.

Вторая глава диссертации посвящена использованному методу томографической реконструкции. Приведено общее описание алгоритмов, и также

затронуты нюансы их применения. Преобразование Радона рассмотрено, как основной инструмент для моделирования рентгеновской томографии и реализации алгоритма реконструкции. Приводится описание программной реализации алгоритма фильтрованных обратных проекций для веерного пучка излучения, а также описание роли фильтрации профиля ослабления и способа её применения.

Третья глава раскрывает суть предлагаемой технологии сканирования крупногабаритных протяжённых объектов. Здесь приводится описание процесса оптимизации алгоритма обратного проецирования для перехода к сканированию без вращения образца, и также результаты компьютерного моделирования и реконструкции, подтверждающие работоспособность технологии. В конце главы предложен концепт рентгеновской томографической установки, реализующий представленную технологию.

В заключение изложены основные результаты проделанной исследовательской работы.

В приложениях А и Б представлен программный код разработанного и использованного в рамках работы программного обеспечения.

Глава 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТОМОГРАФИИ

История возникновения рентгеновской томографии, как метода визуализации внутренней структуры объектов, берёт своё начало ещё в 1917 году, когда австрийский математик И. Радон занимался разработкой математического алгоритма, применимого к компьютерной томографии (КТ), на основе экспоненциального закона ослабления излучения. В 1963 году А. Кормак, учёный из университета Тафта (США), повторно решил задачу томографической реконструкции отличным от того метода, который предлагал Радон. И уже в 1969 году англичанин Г. Хаунсфилд построил первый в мире компьютерный рентгеновский томограф. А через два года начались первые клинические испытания этого устройства для сканирования головы. По результатам своих исследований в 1979 году Кормак и Хаунсфилд по праву были удостоены Нобелевской премии по физиологии и медицине [10].

С момента своего изобретения рентгеновские томографии непрерывно развивались и поэтому претерпели множество усовершенствований. Так рентгеновские томографы нашли своё применение не только в медицине, но и в промышленности, ведь оказались одними из самых оптимальных инструментов дефектоскопии и неразрушающего контроля.

Интенсивное и непрерывное развитие в течение нескольких последних десятилетий привели к тому, что промышленная рентгеновская томография стала одним из самых распространённых способов совершенствования производственных технологий и достижения нового стабильного уровня надёжности работы продуктов многих важнейших отраслей инновационной промышленности. Сложно переоценить роль рентгеновской компьютерной томографии, как метода неразрушающего контроля, ведь метод находит своё применение в таких фундаментальных отраслях промышленности, как:

транспортная, машиностроительная, аэрокосмическая, пищевая, нефтегазовая, ядерная и т.д.

Стоит заметить, что метод рентгеновской компьютерной томографии достаточно сложен в исполнении с технической точки зрения, требует значительных финансовых затрат, а также ставит проблему биологической защиты. Но несмотря на перечисленные недостатки КТ обуславливает свою конкурентоспособность, наряду с альтернативными методами контроля, возможностью количественно анализировать неоднородную внутреннюю структуру исследуемых объектов и определять на основе этого анализа параметры, играющие критическую роль в вопросах обеспечения надежной работы оборонных, аэрокосмических, нефтеперерабатывающих и других систем.

Рентгеновская томография, являясь методом послойной визуализации структуры неоднородных объектов, основывается на зависимости линейного коэффициента поглощения в рентгеновском диапазоне от состава и плотности материала. В связи с этим конфигурация рентгеновской установки, реализующей процесс томографического сканирования, носит особую важность.

1.1 Развитие рентгеновских установок, как систем томографического сканирования

Итак, примитивная схема рентгеновского томографического сканирования (Рисунок 8) была впервые предложена для применения ещё в медицинской рентгенографии, как средство увеличения контраста получаемых изображений внутренних органов. Теневое изображение, формирующаяся на детектирующем устройстве, является суммой проекций всех слоев исследуемого образца O , сквозь которые проходит рентгеновское излучение. Если обеспечить синхронное перемещение источника излучения S и детектирующего устройства D таким образом, чтобы в процессе экспонирования рентгеновский пучок поглощался одной и той же областью объекта в срезе F , то четкость изображения I этой области

увеличится. Критическим недостатком такой конфигурации с точки зрения возможности применения в медицинской диагностике является сравнительно высокая длительность экспонирования, что негативно сказывается на уровне дозы облучения, которая в данном случае превышает допустимую норму.

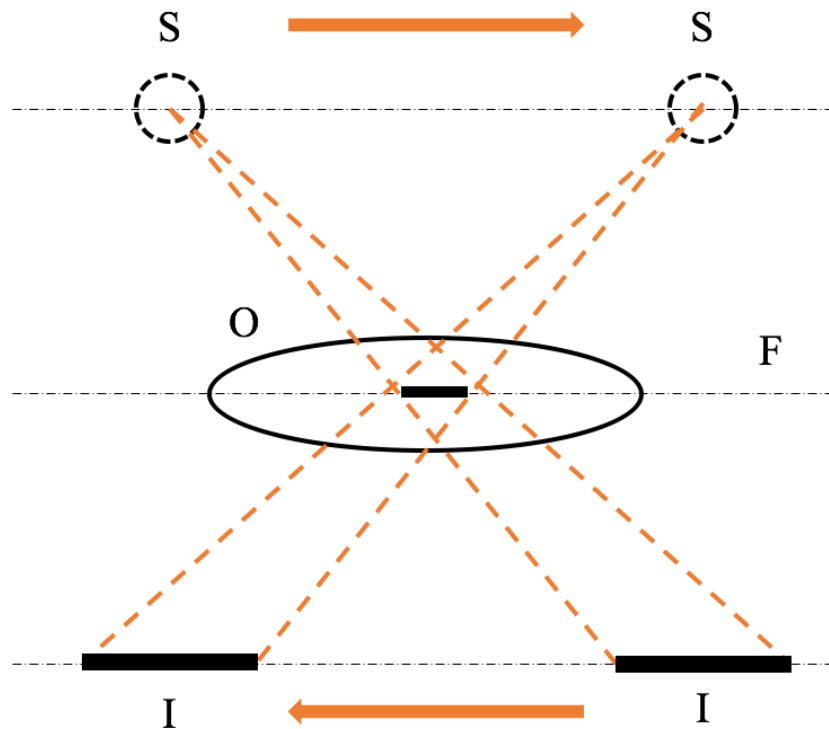


Рис. 8 – Примитивная схема рентгеновского томографического сканирования

Следующей модификацией схемы томографического анализа является геометрия сканирования, представленная на рисунке 9. Рентгеновское излучение, сфокусированное в узкий пучок коллиматором С, экспонирует объект О и направляется в детектор D. При этом последовательное сканирование всех участков объектов осуществляется путём одновременного перемещения системы источник-детектор вдоль выбранного направления. Интенсивность излучения I, зафиксированная детектирующей поверхностью, связана с линейным коэффициентом поглощения материалов μ объекта интегральным уравнением следующего вида:

$$I(x) = I_0 \exp \int_l \mu(x, l) dl, \quad (1)$$

где I_0 – интенсивность падающего пучка, dl – элемент пути поглощения вдоль луча l , соответствующего направлению сканирования. Аналогичное сканирование осуществляется несколько раз для разных по отношению к объекту направлений распространения рентгеновского пучка. Данный метод сканирования дал старт полноценному развитию рентгеновских томографических установок, а конфигурация установки стала носить название томографов первого поколения [11].

Развитие технологии трехмерного рентгеновского анализа всегда было неразрывно связано с технологическим совершенствованием компонентов аппаратной части установки. Так в томографах второго поколения стали применять веерный тип конструкции, это значит, что рентгеновский пучок распространялся веерообразным способом, при этом устройство детектирования представляло собой совокупность уже нескольких детекторов, как это показано на рисунке 9.

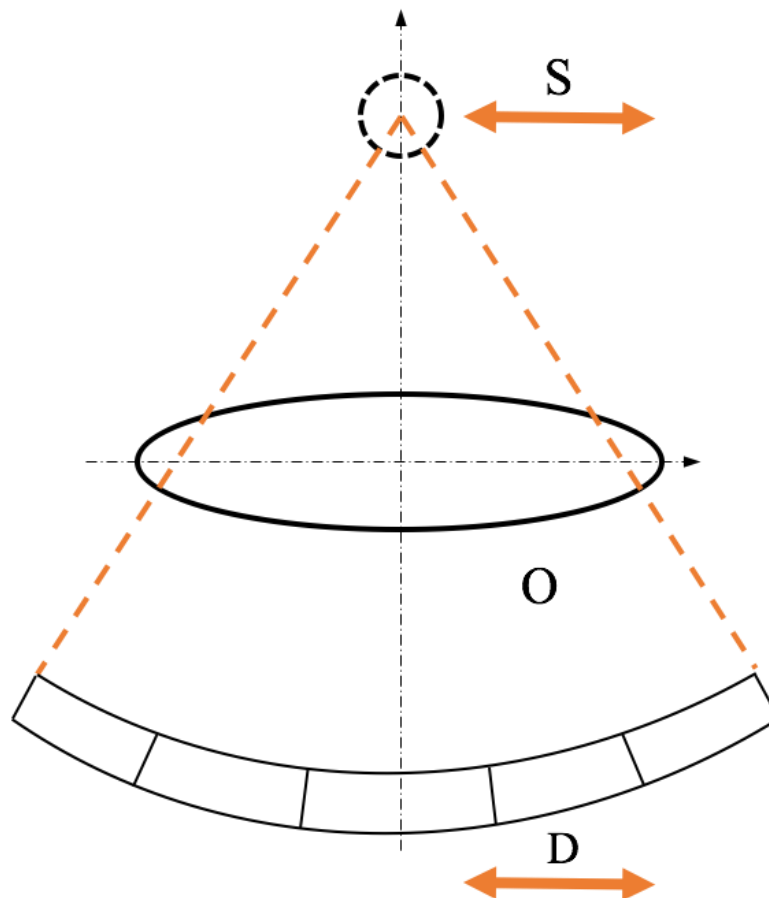


Рис. 9 – Схема типовой рентгеновской томографической установки второго поколения

Третье поколение рентгеновских томографических установок отличается от второго большим числом рентгеновских детекторов, а также новым способом осуществления сканирования – конвейерная (спиральная) томография (Рисунок 10). В сфере промышленного неразрушающего контроля чаще прибегают к иной конфигурации установки, реализующей спиральную компьютерную томографию. В частности, можно выделить два варианта: 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 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.

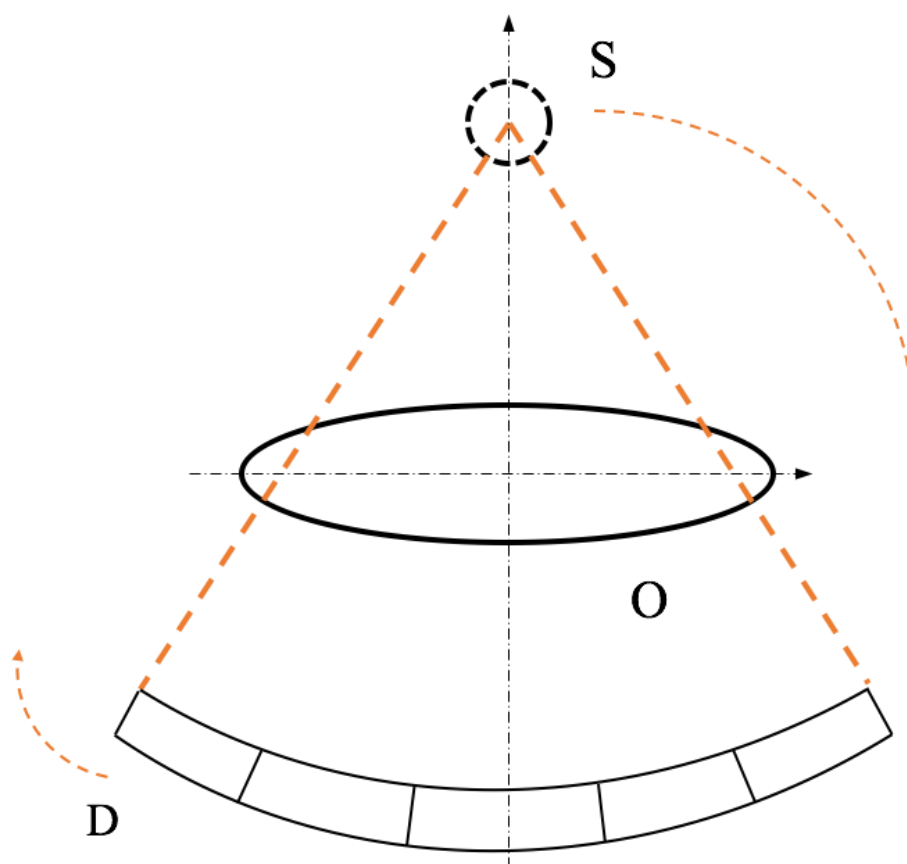


Рис. 10 – Схема рентгеновской томографической установки третьего поколения

Четвертое поколение рентгеновских томографов состоит из более чем 1000 датчиков, расположенных по кольцу, внутри которого вращается источник рентгеновского излучения, как показана на рисунке 11. Благодаря высокой скорости сбора проекционных данных такая конфигурация позволяет значительно снизить дозу облучения, что не является критичным параметром для применения в области неразрушающего контроля. Тогда как общее качество реконструируемых изображений остается на уровне томографов предыдущего поколения.

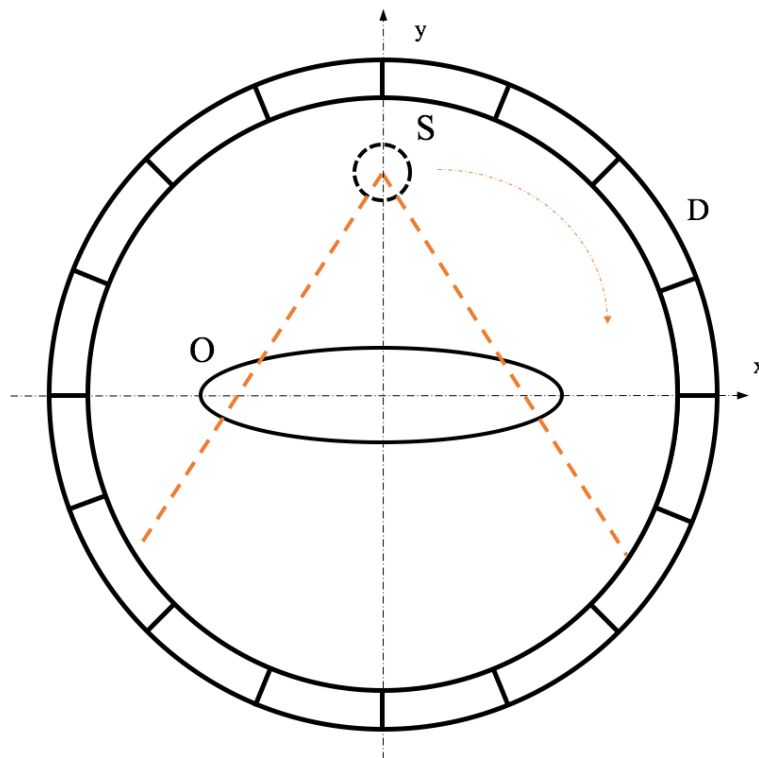


Рис. 11 – Схема рентгеновской томографической установки четвертого поколения

Для проведения процедур промышленного неразрушающего контроля обычно применяют конфигурацию рентгеновской установки, соответствующую третьему поколению систем томографического анализа. Применение конфигурации систем четвертого поколения затруднено и часто практически невозможно, особенно когда речь идет о дефектоскопии крупногабаритных объектов. В простых случаях многие производственные предприятия ограничиваются лишь радиографическим двумерным контролем. Но в случае производства объектов сложной конструкции с большим числом критичных

параметров, подлежащих детальной инспекции на предмет дефектов, трехмерная рентгеновская томография является наиболее оптимальным методом контроля.

1.2 Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом, как физическая основа томографического анализа

Исходными для томографического восстановления внутренней структуры исследуемого объекта данными являются теневые проекции, полученные в результате попадания рентгеновского пучка, прошедшего сквозь объект, на детектирующую поверхность. До того, как для осуществления регистрации рентгеновского излучения стали применять цифровые детектирующие устройства, использовались рентгеновские плёнки. Регистрация изображения на рентгеновской плёнке происходит благодаря протеканию на её поверхности химической реакции, результате которой получается черно-белая проекция. Области черного цвета соответствуют части рентгеновского пучка, траектория которого не пересекается с препятствиями в виде, например, объекта исследования. В то время как области изображения белого цвета сигнализируют о том, что при прохождении через объект значительная часть рентгеновского пучка поглотилась. Таким образом и формируется упомянутая выше рентгеновская проекция.

Цифровое же детектирование происходит несколько другим образом. Пиксели детектирующей поверхности при попадании сигнала максимальной интенсивности генерируют участок проекции белого цвета, ослабленные области пучка соответствуют более тёмным участкам проекции. Распределение интенсивности всего пучка происходит в диапазоне градаций серого. Однако, в связи с тем, что общепринятым стандартом теневой проекции является её вид, получаемый на рентгеновских плёнках, цифровое изображение дополнительно проходит специальную постобработку, в результате которой зарегистрированная пикселями интенсивность сигнала инвертируется, и получается теневая проекция стандартного вида, являющаяся на самом деле негативом исходного изображения.

И в первом и во втором случае основополагающим для рентгеновской томографии свойством излучения является его способность ослабляться в объёме объекта, с которым происходит взаимодействие. Процессом, приводящим к ослаблению потока рентгеновского излучения во время его взаимодействия с веществом, является поглощение. Но нужно помнить, что при исследовании способов интеракции рентгеновского излучения с материалом объекта регистрируется интенсивность пучка, прошедшего сквозь объект. Данная интенсивность носит интегральный характер и обосновывается несколькими процессами, происходящими при взаимодействии.

Лучи рентгеновского диапазона излучения являются электромагнитными волнами. Известно, что фотоны электромагнитного излучения одновременно обладают свойствами, как волны, так и частицы. При проявлении фотонами свойств частицы их упругое столкновение с заряженными частицами вызывает испускание фотонов с аналогичной частотой, неупругое становится причиной эффекта Комптона, которым и обосновывается тот факт, что частота рассеянной волны уменьшается. При проявлении волновых свойств происходят преломление, отражение, рассеяние, дифракция и поляризация. Отсюда можно заключить, что вследствие корпускулярно-волнового дуализма рентгеновский пучок может испытывать два типа рассеяния – волновое и комптоновское, то есть когерентное и некогерентное (Рисунок 12). При этом всё ещё нельзя забывать о роли фотоэлектрического поглощения.

Когерентное рассеяние происходит, когда излучение рассеивается с сохранением начальной частоты, а фаза отличается от фазы первичного излучения на π . Вследствие этого может возникать интерференция рассеянной волны с падающей или другими волнами, испытывавшими когерентное рассеяние.

Некогерентное рассеяние возникает в результате действия эффекта Комптона, в результате которого рассеиваемые фотоны приобретают энергию меньшую энергии квантов первичного пучка рентгеновского излучения. Следовательно, длина волны рассеянной части рентгеновского пучка отличается от длины волны первичного, падающего пучка, как и фаза. Таким образом, рассеянная

часть излучения не испытывает интерференцию с когерентно рассеянным и первичным излучениями.

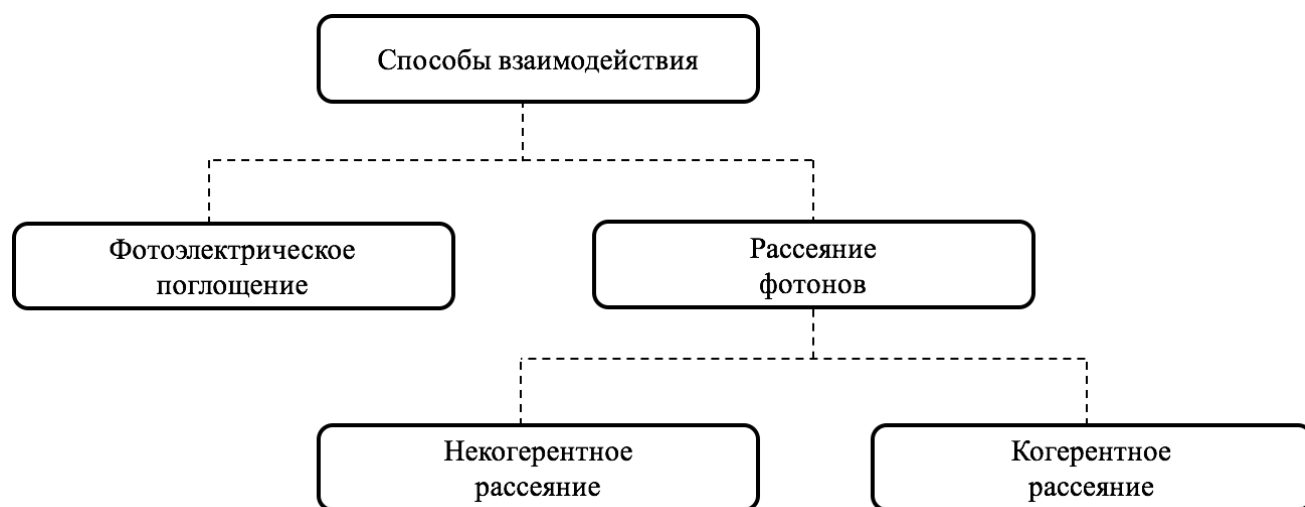


Рис. 12 – Способы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом

Преобладание того или иного способа взаимодействия характеризуется энергией излучения и свойствами материала исследуемого объекта. В случае невысоких энергий основополагающую роль берёт на себя фотопоглощение. Но с ростом энергии вероятность фотопоглощения падает, на первый план выходит механизм комптоновского рассеяния. Когда же при столкновении кванта с электроном передаваемый импульс становится достаточно мал, процесс рассеяния происходит без потери энергии – когерентное рассеяние.

В рассматриваемой работе речь идёт о трёхмерной рентгеновской томографии. Применяемый диапазон энергий, а также свойства большинства исследуемых материалов в данном случае такие, что основным механизмом взаимодействия является фотоэлектрическое поглощение. Именно благодаря поглощению пучок рентгеновского излучения в основном испытывает ослабление, и детектирующая поверхность регистрирует сигнал разной амплитуды, в результате чего получается теневая проекция [12].

1.3 Рентгеновская томография как метод восстановления внутренней структуры объектов

Роль процедур неразрушающего контроля неопределима во многих стратегически важных областях современного машиностроения: авиационная, автомобилестроительная, ракетно-космическая, оборонная, нефтегазовая и другие. Производство изделий данных отраслей требует использования высокотехнологичных средств технической диагностики и неразрушающего контроля. Большинство методов инспекции качества показывают хорошие результаты при поверхностном исследовании объектов или при поиске дефектов внутри объектов простейшей формы – плоской или цилиндрической. Но при анализе и поиске дефектов в объектах со сложной внутренней структурой акустические, оптические, магнитные, тепловые и другие методы неразрушающего контроля не обеспечивают необходимую степень надежности контроля.

Наиболее оптимальным методом контроля деталей и сборок со сложной внутренней структурой являются радиационные методы контроля, к которым относятся двумерная радиография и трёхмерная рентгеновская томография. Если в случае радиографического анализа результатом контроля является двумерная проекция исследуемого объекта, в которой детали внутренней структуры могут накладываться друг на друга, не позволяя таким образом проводить достоверную процедуру контроля, то в случае томографического анализа результатом контроля является трёхмерная визуализация с возможностью послойного анализа объема исследуемого объекта. Поэтому трёхмерную визуализацию на основе рентгеновской томографии относят к наиболее информативным средствам неразрушающего контроля. В настоящее время разрабатываются и выпускаются промышленные рентгеновские томографы, которые могут осуществлять анализ внутренней структуры объектов практически любой сложности количественно. В следствие чего сложная внутренняя структура объектов контроля воспроизводится без наложений, как, например, на чертеже сечения. Вне зависимости от

пространственного расположения дефектов в виде пор, включений или трещин, возможность послойного анализа объекта в значительной мере повышает вероятность их обнаружения, также отчётливо различаются материалы разной плотности и состава. Благодаря применению современных цифровых устройств детектирования рентгеновского излучения с достаточно малым размером пикселя, результаты рентгеновской томографии используются не только для поиска и обнаружения дефектов, но и для процедур метрологического контроля.

По уровню чувствительности к дефектам различной природы, геометрическому несоответствию эталону и плотности объектов контроля со сложным строением внутренней структуры современная рентгеновская томография практически на порядок превосходит возможности других методов инспекции. При этом нет необходимости использовать рентгеновскую плёнку, так как регистрация изображений, как сказано выше, происходит при помощи цифровых детекторов, для управления установкой необходим один компьютер и один оператор, а разместить вычислительный томограф можно в специальном защитном боксе, что избавит от необходимости соблюдать требования, предъявляемые в соответствии с ГОСТами и техникой безопасности к помещению, где проводится контроль.

Современные промышленные установки (Рисунок 13), реализующие процедуру неразрушающего контроля посредством рентгеновской томографии, представляют из себя сложные с технической точки зрения и дорогостоящие устройства. В состав современного промышленного томографа обычно входят: трехкоординатную механическую систему позиционирования объекта сканирования, достаточно мощный источник рентгеновского излучения с минимальным диаметром фокусного пятна, цифровое устройство детектирования, мощный вычислительный комплекс, специализированное программное обеспечение и устройства ввода и вывода информации. Кроме того, обычно в комплекте поставки присутствуют средства и элементы биологической защиты, обеспечивающие безопасность оператора установки, юстировочные образцы для

проверки метрологических характеристик, а также электронные подсистемы синхронизации работы компонентов установки.



Рис. 13 – Современный промышленный рентгеновский томограф GE X|BLADE

Трёхмерная рентгеновская томография является наиболее оптимальным средством отработки производственных технологий, инспекции и сертификации различных отливок лёгкого сплава, критических сборок и деталей, сварных или паяных соединений, изделий из композитных материалов, керамики, а также многих других промышленных объектов.

Наиболее острым образом проблемы надежности ответственных конструкций из сплава металлов и изделий из новых композиционных материалов стоят в аэрокосмической промышленности, а также в надводном и подводном судостроении. На сегодняшний день в распоряжении производственных предприятий нет другого метода с подобным информационным потенциалом в неразрушающем исследовании объектов со сложной внутренней структурой. Применение методов трёхмерной рентгеновской визуализации и непосредственное их совершенствование неизбежно ведёт к повышению достоверности результатов неразрушающего контроля, обеспечивает рост качества и надежности различных двигателей и машин. Аналогичным образом, критическое значение данный метод

имеет в области контроля качества узлов и агрегатов топливно-регулирующей автоматики гидромеханических систем и авиационных двигателей.

Также рентгеновская томография занимает особое место в технологической цепочке производства композитов. Благодаря получаемой информации о характеристиках внутренней структуры можно установить причинно-следственную связь между технологией, структурой и эксплуатационными свойствами изделий из композитов. Такие характеристики, как распределение плотности, процентное соотношение содержащихся в композиционном составе компонентов, реальную внутреннюю структуру, наличие расслоений и технологических дефектов являются определяющими с точки зрения соответствия готовых изделий предъявляемым требованиям к конечному продукту. Стоит также упомянуть, что рентгеновская томография находит широкое применение в геологических исследованиях, добыче полезных ископаемых и оборонной промышленности.

1.4 Проблемы применения рентгеновской томографии

Стандартный случай рентгеновского томографического сканирования предполагает, что вращающийся объект сканирования располагается между источником и приёмником рентгеновского излучения. Данная схема эффективно работает для малых и средних объектов, размеры которых не превышают габаритов установки или в крайнем случае соизмеримы с ними. В этом случае удаётся собрать такой набор проекционных данных, содержащейся информации в котором будет достаточно для качественной и полной реконструкции.

В случае же крупногабаритных объектов возникает множество проблем уже на этапе сбора проекционных данных. Наиболее острым образом эти проблемы выражаются при попытках томографического сканирования протяжённых объектов (Рисунок 14).

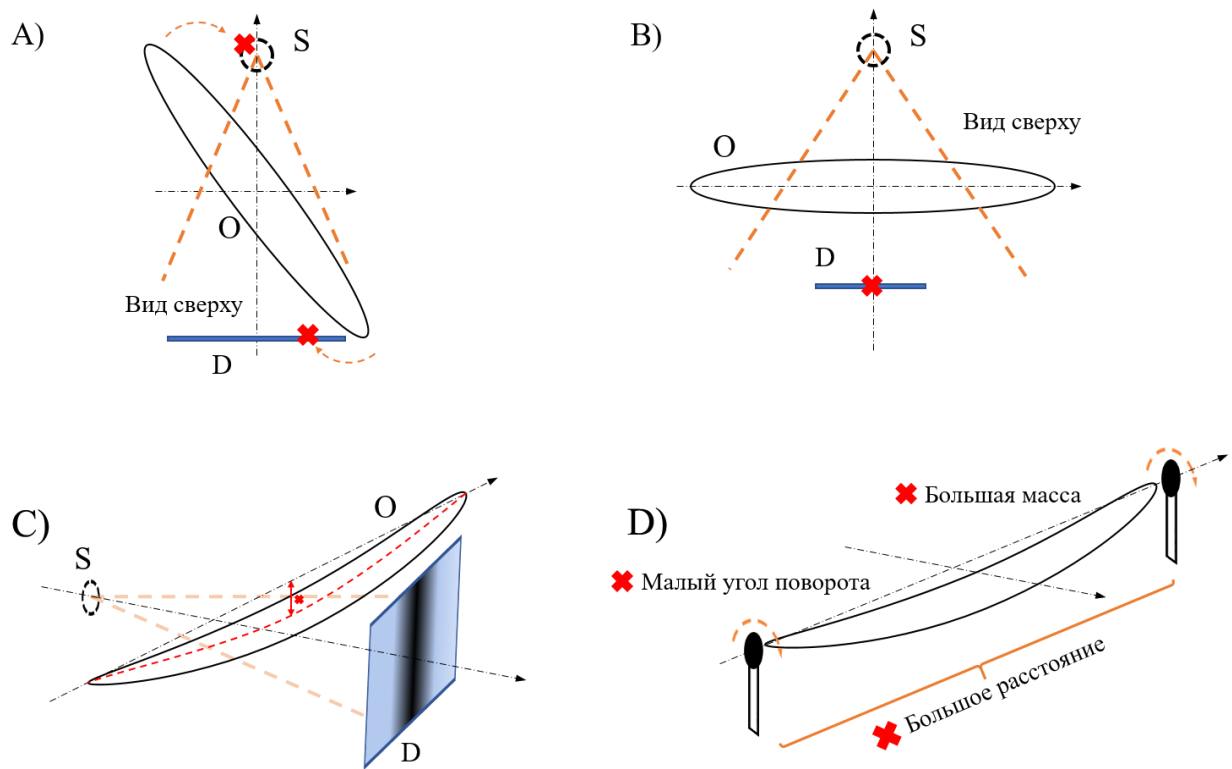


Рис. 14 – Проблемы томографического сканирования крупногабаритных объектов протяжённой формы

Основными факторами, характеризующими сложность сбора проекционных данных, являются: невозможность осуществить поворот объекта при стандартной схеме сбора данных (Рисунок 14-А), малый размер детектора по сравнению с размером объекта сканирования (Рисунок 14-В), провисание объекта в центре под тяжестью собственной массы (Рисунок 14-С), сложность проектировки и постройки достаточно точной механической системы вращения (Рисунок 14-Д) [13].

Также большие размеры объекта сканирования обуславливают необходимость использования значительных вычислительных мощностей для получения реконструкций сечения в высоком разрешении посредством обработки изображений большой размерности. При этом нужно учитывать, что для работы с изображениями большой размерности требуется программное ускорение алгоритмов реконструкции, потому как стандартная их реализация на вычислительных процессорах с большой вероятностью не будет удовлетворять требованиям по скорости обработки данных.

Глава 2. ТОМОГРАФИЧЕСКАЯ РЕКОНСТРУКЦИЯ МЕТОДОМ ОБРАТНОГО ПРОЕЦИРОВАНИЯ

Проблема восстановления структуры многомерных объектов решается уже достаточно давно, однако развитие науки и техники продолжает быть причиной непрерывной оптимизации разработанных ранее, а также возникновения новых методов реконструкции. Существующие подходы к реконструкции внутренней структуры объекта по набору проекционных данных, полученных в результате томографического сканирования, можно поделить на два основных типа: аналитические и итерационные.

Алгоритмы итерационного восстановления применяют аппроксимацию реконструируемого объекта массивом ячеек одинаковой плотности, представляющих собой неизвестные величины, которые связаны системой линейных алгебраических уравнений, свободными членами которых являются отсчёты на проекции. Данный класс восстановления получил своё название именно потому, что упомянутая система уравнений решается как раз итерационным методом. Существует несколько методов итерационного восстановления исследуемого объекта, различие между ними заключается в основном в последовательности внесения правок во время итерации. Наиболее распространёнными являются: алгебраическая техника реконструкции (ART), алгоритм одновременной итерационной реконструкции (SIRT), а также итерационный метод наименьших квадратов (ILST).

Итак, как сказано выше, алгоритмы называются итерационными по причине того, что восстановление сечения исследуемого объекта происходит путём «подбора» последовательных приближений, в процессе которых выбирается произвольное – обычно двумерный массив, заполненный нулями – начальное изображение. Для него рассчитывают проекции, а затем в реконструируемое изображение вносятся поправки с целью повысить степень согласования этих проекций с проекциями, полученными в процессе сканирования. Итерационный

процесс длится до тех пор, пока не будет получена удовлетворительная степень сходимости, обеспечивающая приемлемое качество реконструкции.

На каждом шаге или итерации цикла реконструкции сначала определяется одна лучевая сумма при данных исходных значения плотности в ячейках двумерного массива. С учётом той лучевой суммы, которая была получена в ходе сканирования, по ней вычисляется поправка, которую далее необходимо внести во все точки, принадлежащие рассматриваемому лучу. После чего аналогичная операция проводится для всех последующих лучей, при этом поправки, полученные на предыдущей лучевой сумме, учитываются в каждом последующем вычислении. Описанные операции повторяются до того момента, пока обработку не пройдут все проекции, в результате чего итерация считается завершённой. Если степень сходимости не удовлетворяет критерию получения решения, то запускается следующая итерация.

Проанализируем простейший пример применения алгебраического метода реконструкции. В качестве объекта исследования возьмём квадрат ABCD, изображенный на рисунке 15, который разделён на 9 одинаковых ячеек. Обозначим плотность объекта в этих ячейках числами в диапазоне от 1 до 9.

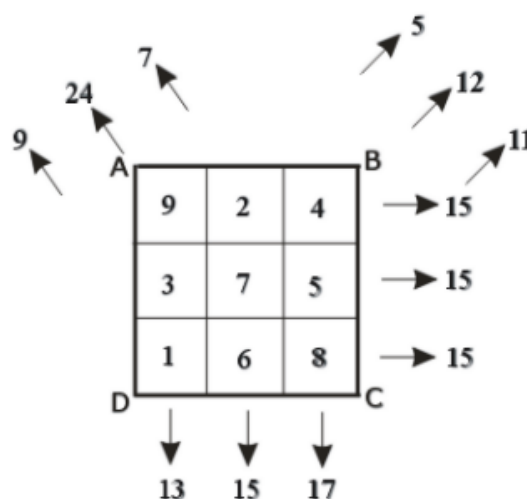


Рис. 15 – Способы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом

Предположим, что в ходе сканирования было получено 4 проекции в следующих направлениях: вдоль стороны AB, аналогично вдоль стороны AD, а также вдоль диагоналей AC и BD. В каждой проекции рассмотрим по 3 лучевые

суммы, это значит, что для направлений АВ и АД вклад в проекцию будет вноситься всеми 9 ячейками, а в случае направлений АС и ВД вклад в проекцию будут вносить лишь 7 ячеек. Получается, что для решения задачи восстановления в распоряжении имеется 12 значений луч-сумм, тогда как реконструируемый объект состоит из 9 структурных элементов, то есть необходимо решить переопределённую задачу.

Начнём процедуру реконструкции с проекции, полученной вдоль стороны АВ (Рисунок 16-А). Каждое из полученных значений лучевой суммы необходимо разделить на число структурных элементов, пересекающихся с траекторией луча. Полученное значение положим в соответствующие ячейки массива, который будет являться результатом первого приближения. А операция, осуществленная для рассматриваемой проекций, и будет первой итерацией процесса восстановления. Как видно, результатом первой итерации является абсолютно однородный объект. Так, если погрешность восстановления определять по формуле:

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^9 (g_k^{(i)} - g_k^{(0)})^2}{\sum_{k=1}^9 k^2}} \cdot 100\%, \quad (2)$$

где k – индекс ячейки массива, i – номер текущей операции, $g_k^{(0)}$ – исходный объект, $g_k^{(i)}$ – реконструируемый объект на текущей итерации, то погрешность первой итерации составит $\sigma_1 = 43,92\%$.

Перейдём к проекции, полученной вдоль направления АД (Рисунок 16-В). Для каждого луча необходимо внести поправку в сумму чисел, получаемых в результате первой итерации, на имеющуюся лучевую сумму данной проекции. Таким образом, сумму в столбце номер 1 следует уменьшить на 2 и вычесть из каждого значения по $2/3$, во втором столбце, очевидно, нет никаких изменений, в третьем – необходимо добавить в каждую ячейку по $2/3$. Часто происходит так, что некоторые итерации могут не вносить существенных изменений, приближая реконструируемое изображение к исходному виду. Это происходит, если лучевые

суммы были получены на схожем с предыдущей итерацией перепаде неоднородности исследуемого объекта. Аналогичная ситуация получилась и с рассматриваемым объектом для итерации под номером 2, она оказалась достаточно неинформативной. Погрешность восстановления несколько возросла по сравнению с итерацией номер 1: $\sigma_2 = 48,7\%$.

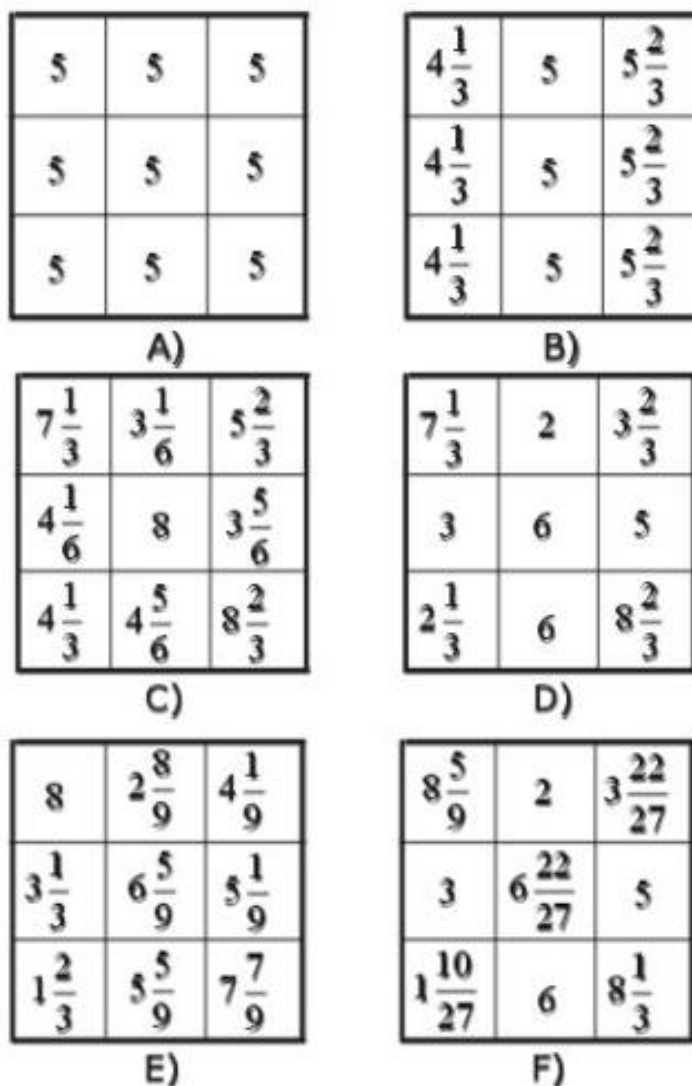


Рис. 16 – Стадии восстановления тестового объекта

Третья проекция значительно меняет ситуацию (Рисунок 16-С). Так как было выбрано диагональное направление АС, по лучевым суммам можно отчетливо проследить более выраженное проявление неоднородности объекта. Принцип остается прежним, необходимо лишь правильно распределять значения по структурным элементам объекта с учётом диагонального направления проецирования. Погрешность для итерации номер 3 составляет $\sigma_3 = 28,7\%$, что

сигнализирует о приближении к исходному изображению. Схожая ситуация получается и в результате итерации номер 4 (Рисунок 16-D), которая завершает первый цикл процедуры восстановления алгебраическим алгоритмом реконструкции. Полученные значения уже напоминают исходный объект, а погрешность реконструкции составляет $\sigma_4 = 14,6\%$.

На рисунках 16-E и 16-F проиллюстрированы результаты, полученные после итераций под номерами 6 и 8 второго цикла реконструкции. Для итерации номер 8 погрешность реконструкции составляет уже $\sigma_8 = 4,25\%$. Последующие итерации будут и дальше уменьшать погрешность реконструкции, а значит увеличивать степень сходимости реконструируемого изображения, но даже результат восьмой итерации позволяет утверждать, что получен достаточно неплохой результат восстановления.

Аналитические алгоритмы реконструкции в своём большинстве теоретические эквиваленты друг другу, но отличаются способом реализации. Основываясь на использовании аппаратов преобразования Фурье и Радона, аналитические методы делятся на две группы – реконструкция с применением двумерного Фурье преобразования и реконструкция методом обратного проецирования. И тот и другой подход основывается на решении математических уравнений восстанавливаемого сечения [14].

Для того, чтобы понять, как работают современные алгоритмы реконструкции, основанные на процедуре обратного проецирования с использованием фильтрации, нужно сначала установить причину необходимости её применения, а также способ алгоритмической реализации. Для этого рассмотрим простейший метод обратного проецирования (Рисунок 17), находивший своё применение ещё в первых версиях рентгеновских томографов. Несмотря на то, что данный метод восстанавливает сечение с ложными сигналами, достаточно сильно сказывающимися на качестве реконструкции, он играет важную роль в понимании сути рассматриваемого метода реконструкции.

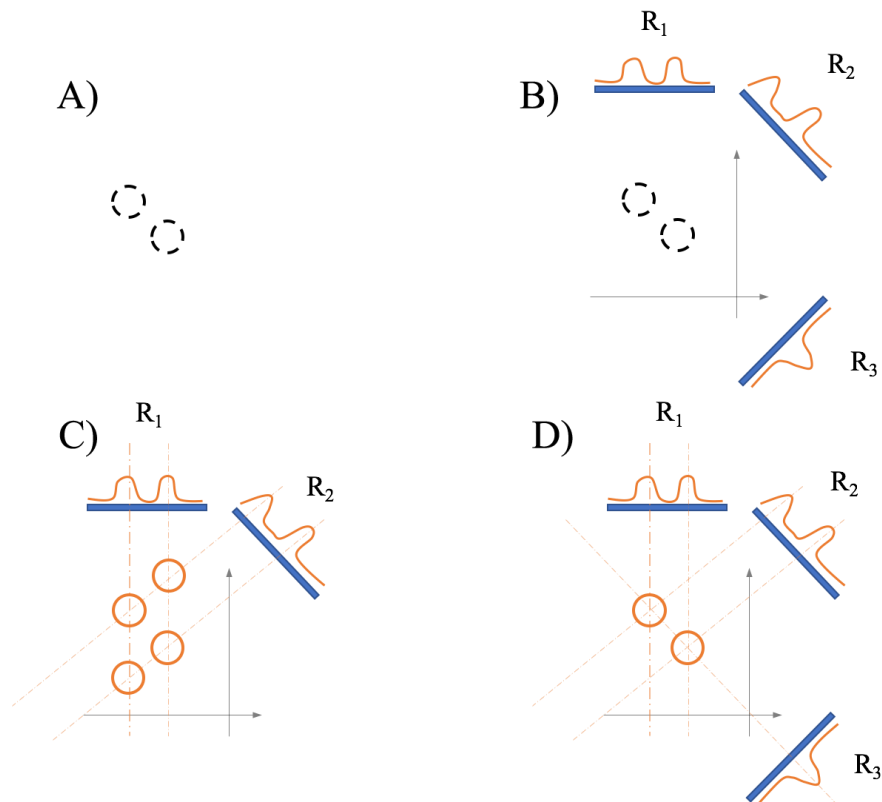


Рис. 17 – Исследуемые объекты (А), проекции объектов в трёх направлениях (В), обратное проецирование двух проекций (С), обратное проецирование трех проекций (D)

Итак, наиболее простая версия данного метода проводит оценку плотности точек реконструируемого сечения путём сложения так называемых лучевых сумм $P_{\theta}(v)$. Операция производится для всех лучей, проходящих через данную точку. На практике для того чтобы восстановить сечение исследуемого объекта используют большое количество теневых проекций. Но чтобы понять суть работы алгоритма, достаточно рассмотреть пример восстановления сечения с применением трёх проекций.

Таким образом, процесс обратного проецирования представляет из себя прикладывание величины сигнала, соответствующего данной лучевой сумме, ко всем точкам на плоскости, которые образуют этот луч. Подобная процедура «растягивания» на плоскость реконструкции производится с каждой проекцией обрабатываемого набора данных. В результате полной обработки собранного набора проекций получается приближённая аппроксимация анализируемого объекта. Так на рисунке 17-А изображены два исходных объекта. Их проекции

изображены в виде амплитуды сигнала с трёх направлений на цифровом рентгеновском детекторе (Рисунок 17-В). Рисунок 17-С демонстрирует результат обратного проецирования двух теневых проекций R_1 и R_2 . Легко заметить, что из-за способа восстановления, коим является сложение соответствующих амплитуд сигнала на всей плоскости реконструкции, получено два «ложных» объекта. Но благодаря наличию третьей проекции удалось усилить полезный сигнал и отличить реальное изображение объектов от тех, что возникли в результате суммирования ложного сигнала (Рисунок 17-D). Третья проекция и позволяет отличить вклад ложного сигнала, сделав его менее значимым, но не исключив его полностью. Данный пример хорошо описывает суть работа метода обратного проецирования, а также позволяет чётко выделить необходимость фильтрации сигнала с целью исключить влияния ложных сигналов на качество реконструкции.

Математически метод обратного проецирования можно представить следующим образом – функция распределения плотности на плоскости реконструкции описывается как:

$$f(x, y) = \int_0^\pi p_\theta(v) d\theta, \quad (3)$$

При учёте определённого конечного числа проекций уравнение можно записать:

$$f(x, y) = \sum_i^M p_{\theta_i}(x \cdot \cos(\theta_i) + y \cdot \sin(\theta_i)) \Delta\theta_i, \quad (4)$$

где суммирование происходит на всём угловом диапазоне θ проекций. А аргумент:

$$v = x \cdot \cos(\theta_i) + y \cdot \sin(\theta_i), \quad (5)$$

соответствует исключительно тем лучам, траектория которых пересекает точку (x, y) , а также коэффициентом $\Delta\theta$ обозначается угловое расстояние между двумя

соседними проекциями, и M – представляет рассматриваемое число проекций. Но даже та величина, которая получается с учётом конечного числа проекций полностью не совпадает с реальной картиной распределения плотности. На примере ситуации с тремя проекциями видно, что обратное проецирование в любом случае формирует значительное количество ложного сигнала. Причиной этого является тот факт, что интенсивность сигнала, спроецированного в обратном направлении, частично распределяется между точками за пределами исследуемого объекта, а также области внутренней структуры объекта получают часть сигнала друг от друга, то соседняя точка от соседней. Таким образом небольшие перепады интенсивности становятся трудноразличимыми или неразличимыми вовсе.

Данную проблему хорошо иллюстрирует процедура восстановления объекта, состоящего из одной точки. В этом случае результат реконструкции будет представлять из себя не единичную точку на плоскости, а своего рода мультиконечную звезду, центром которой и будет являться реконструируемый объект (Рисунок 18).

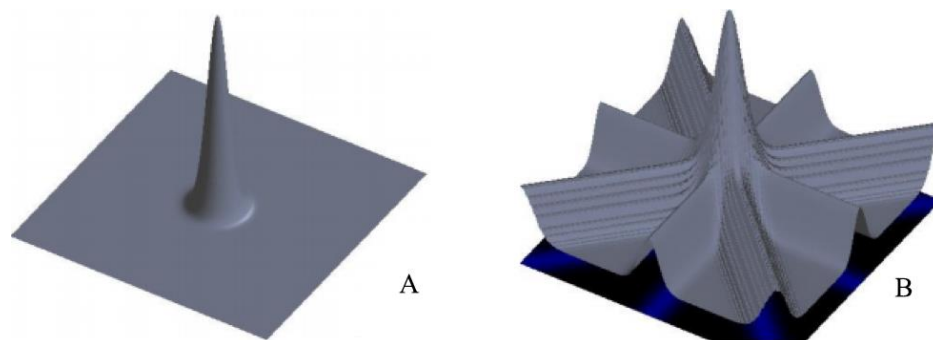


Рис. 18 – Реконструкция точечного объекта методом обратного проецирования, А – объект, В – обратное проецирование и сформированный ложным сигналом фон в пространстве, окружающем реконструируемую точку

Этот фон формируется в результате многократного наложения обратных проекций точки, хоть и очевидно, что восстанавливаемый объект будет выражен наиболее ярко, всё же общее качество реконструкции при этом оставляет желать лучшего. Эта особенность и является причиной столь высокой погрешности метода, чем и обосновывается его существенный недостаток.

При реализации метода обратного проецирования на программном уровне, теневые проекции сечения хранятся в памяти компьютера в виде одномерных массивов, каждый элемент которого представляет собой амплитуду ослабленного пучка излучения. Восстанавливаемое же изображение хранится в виде двумерного массива. Пиксели или ячейки данного массива заполняются соответствующими значениями путём «растягивания» одномерных массивов с учётом того угла, на котором была получена текущая проекция. Следующая проекция растягивается аналогичным способом по ходу следования рентгеновских лучей в составе исходного пучка, и далее «растягиваемые» значения складываются с уже имеющимися значениями в ячейках восстанавливаемого изображения. Так происходит с каждой последующей проекцией в имеющемся угловом диапазоне проекционного набора данных. По этой причине метод обратного проецирования часто называют методом суммирования или линейной суперпозиции. В результате наибольшие значения в ячейках полученного таким образом двумерного массива будут являться реконструкцией исследуемого объекта.

2.1 Алгоритм обратного проецирования с фильтрацией

Основной проблемой стандартного алгоритма обратного проецирования является ложный сигнал, формирующий артефакты и специфичный фон вокруг восстанавливаемого объекта в результате многократного наложения обратных проекций в области реконструкции. Одним из решений данной проблемы является специальная процедура фильтрации, применяющаяся к набору исходных данных. Фильтрация позволяет свести к минимуму эффект воздействия ложных сигналов, в результате чего удаётся получить совершенно точную реконструкцию исследуемого сечения объекта.

Математически алгоритм фильтрованных обратных проекций можно описать следующим образом:

$$f(x, y) = \sum_i^M \{p_{\theta_i}(x \cdot \cos(\theta_i) + y \cdot \sin(\theta_i)) \otimes K(v)\} \Delta\theta_i, \quad (6)$$

где подынтегральным выражением будет являться результат свёртки проекции объекта $p_{\theta}(v)$ с некоторой функцией $K(v)$, являющейся так называемым ядром свёртки. В этом случае, как и при стандартном методе обратного проецирования, суммирование происходит по M числу проекций, а коэффициент $\Delta\theta_i$ представляет собой угловое расстояние между соседними проекциями.

Необходимо отметить, что на уровень фильтрации, а значит и на финальное качество реконструируемого изображения в значительной мере влияет выбор ядра свёртки. Для достижения наилучшего качества его выбор необходимо осуществлять с тщательным учётом особенностей исследуемого объекта.

Попросту говоря, свёртка каждой проекции с выбранном ядром позволяет усилить экстремумы профиля ослабления до такой степени, что полученные, в некотором случае даже отрицательные, значения при суммировании обратных проекций сводят к минимуму или практически полностью устраняют ложный сигнал. Так на рисунке 19 представлен фантом Шеппа-Логана и его профиль ослабления в двух вариантах: обычный и прошедший процедуру фильтрации. Фантом Шеппа-Логана – общепринятое тестовое изображение в области рентгеновской томографии, созданное Лари Шеппом и Бенджамином Логаном для их работы в 1974 году [15].

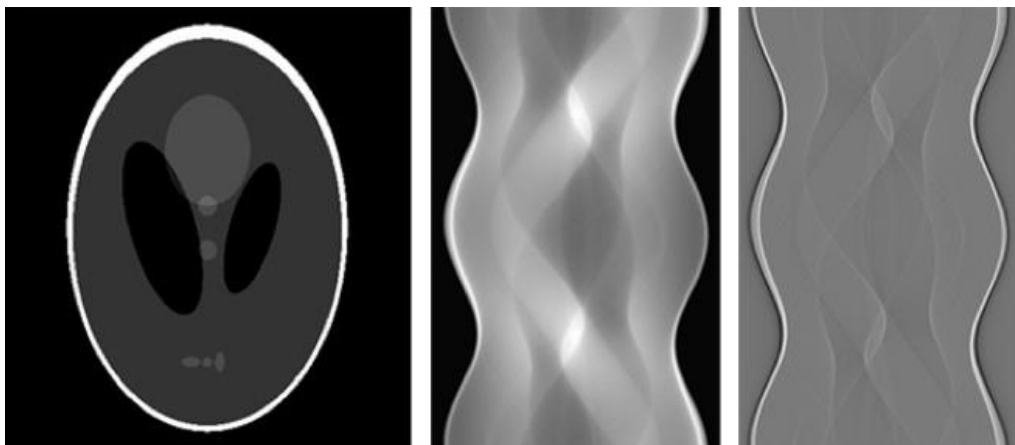


Рис. 19 – Слева: фантом Шеппа-Логана; в центре: профиль ослабления фантома; справа: отфильтрованный профиль ослабления фантома

На рисунке 20 представлены результаты реконструкции с применением обычного алгоритма обратного проецирования и алгоритма обратного проецирования с применением фильтрации. Как видно, процедура фильтрации значительно повышает качество реконструкции, позволяя в точности восстановить исходное изображение [16].

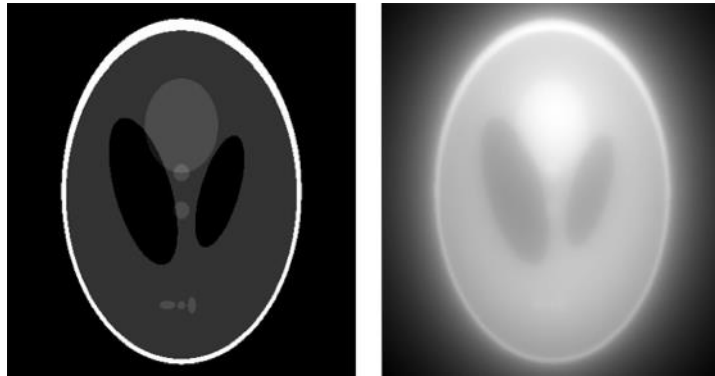


Рис. 20 – Слева: реконструкция фантома Шеппа-Логана алгоритмом обратного проецирования с применением фильтрации, справа: реконструкция фантома Шеппа-Логана обычном алгоритмом обратного проецирования

Отметим, что существенным преимуществом алгоритма фильтрованных обратных проекций является возможность его программной реализации таким образом, что процесс непосредственного обратного проецирования, то есть восстановления объекта, можно производить одновременно со сбором проекционных данных в реальном времени. Такой подход способен значительно ускорить процесс сбора и обработки данных, а значит и всю процедуру контроля.

2.2 Преобразование Радона, как инструмент работы с рентгеновской томографией

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:

$$x \cdot \cos(\varphi) + y \cdot \sin(\varphi) - s = 0, \quad (11)$$

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 (11) 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 [17]. Таким образом, моделирование томографического эксперимента представляет из себя расчет интегральных сумм вдоль направления распространения рентгеновского излучения. В качестве тестового изображения был использован упомянутый ранее фантом Шепа-Логана.

Тестовый фантом моделирует одиночный слой исследуемого объекта, по сути это обычное изображение, которое представляет собой двумерный массив [18]. 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.

В случае параллельного пучка (Рисунок 21) 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. 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.

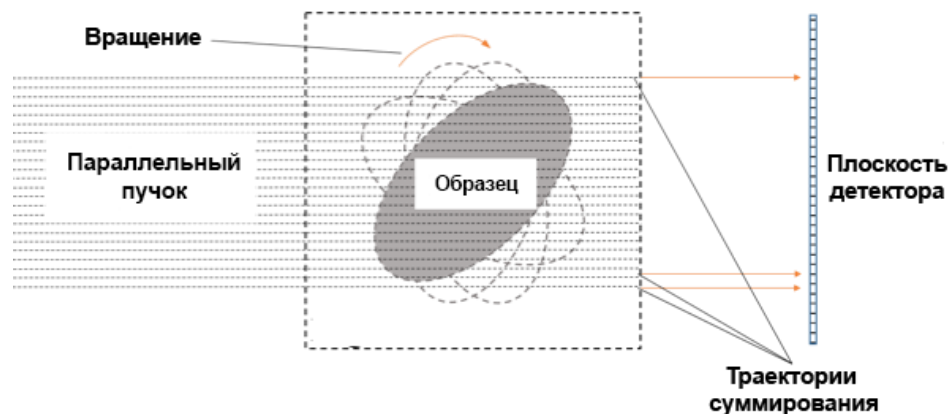


Рис. 21 – Моделирование процесса рентгеновского томографического сканирования при параллельной форме пучка

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 (Рисунок 22). 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 [19].

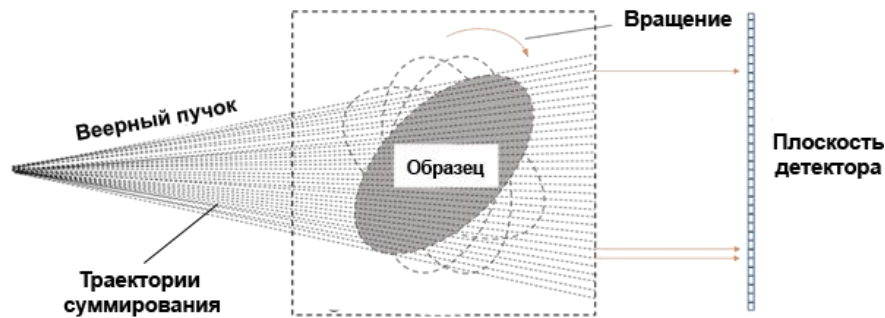


Рис. 22 – Моделирование процесса рентгеновского томографического сканирования при веерной форме пучка

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 [20].

На рисунке 23 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.

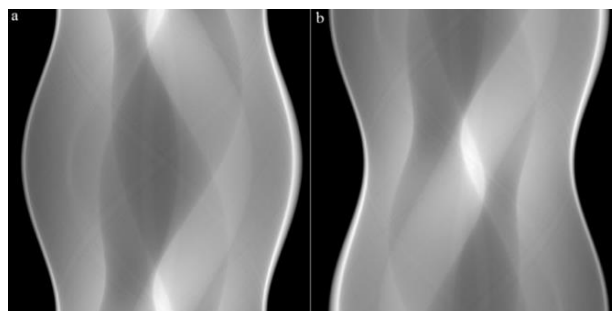


Рис. 23 – Синограмма для параллельной геометрии пучка (а), синограмма для веерного пучка (б)

На рисунке 24 показаны результаты реконструкции в сравнении с тестовым изображением. Нулевая разница между первоначальным тестовым изображением и изображениями, восстановленными из моделируемых данных, указывает на то, что подход моделирования работает правильно.



Рис. 24 – Фантомное изображение (а), изображение, восстановленное из параллельной геометрии пучка (b), изображение, восстановленное из геометрии веерного пучка (с)

Разработанное программное обеспечение для моделирования процесса рентгеновского томографического сканирования даёт возможность работать с алгоритмами рентгеновской реконструкции, тестировать их модификации на смоделированных проекционных данных. Это простой и гибкий способ проведения теоретических исследований и подготовки к экспериментальной работе на реальной рентгеновской установке.

2.3 Процедура фильтрации профиля ослабления для использования в алгоритме обратного проецирования

Для успешного осуществления реконструкции исследуемого сечения объекта сканирования необходимо произвести фильтрацию профиля ослабления непосредственно перед применением алгоритмов реконструкции [21]. Для этого теневые проекции объекта или поперечный слой набора таких проекций,

называемый синограммой, подвергается специальной предварительной обработке. Суть применения процедуры фильтрация отражена на рисунке 25.

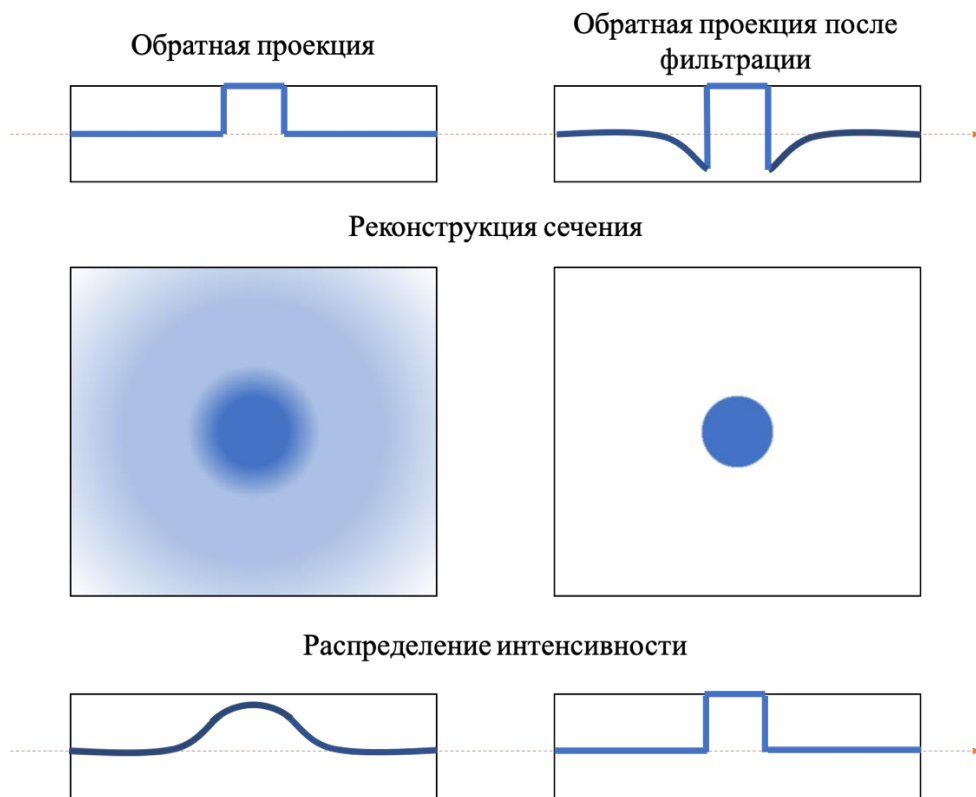


Рис. 25 – Схематичное представление результата применения процедуры фильтрации

Прежде чем применить к одномерному массиву части проекции объекта, соответствующему реконструируемому слою, операцию обратного проецирования, сама двумерная проекция свёртывается с некоторой функцией, которая в данном случае будет являться ядром свёртки. Для программной реализации операции фильтрации необходимо произвести прямое преобразование Фурье фильтруемого двумерного массива и в частотном пространстве помножить его с выбранным ядром, которым в общем случае является модуль пространственной частоты амплитуд, содержащихся в массиве. Далее, произведя обратное преобразование Фурье, можно получить исходное изображение с ярковыраженным эффектом фильтрации, соответствующим выбранному ядру свёртки.

2.4 Программная реализация алгоритма фильтрованных обратных проекций

Итак, одним из самых распространённых методов реконструкции изображений в рентгеновской компьютерной томографии является алгоритм обратных проекций [22]. При подробном рассмотрении суть работы алгоритма заключается в следующем: проекция $p(s, \theta)$ функции распределения плотности $u(x, y)$ для каждого значения угла поворота представляет собой одномерную функцию, которая сводится к двумерной через растягивание (Рисунок 26) по всей плоскости (x, y) . В результате получается обратная проекция [23].

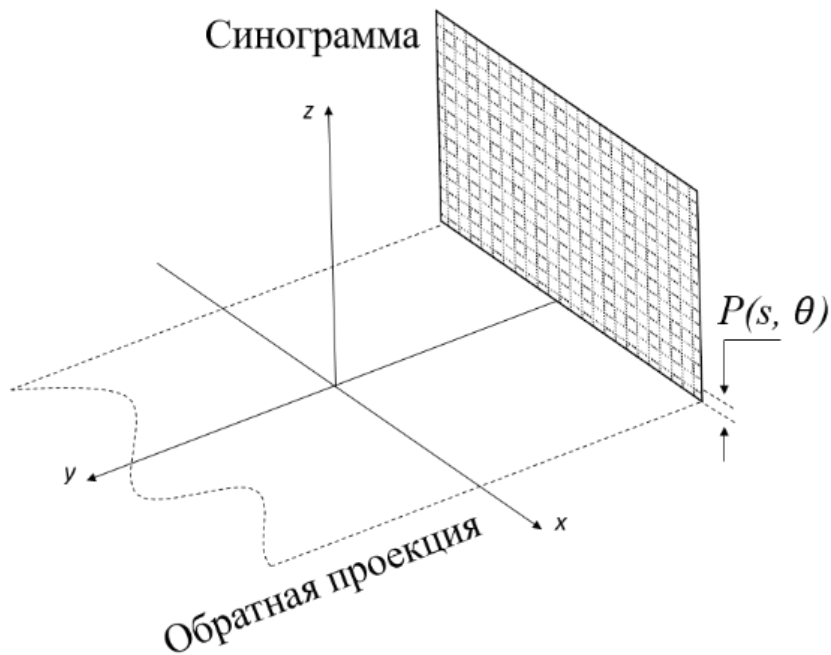


Рис. 26 – Растягивание проекции $p(s, \theta)$ по плоскости (x, y)

Далее полученные обратные проекции, соответствующие угловому диапазону $0 < \theta < \pi$ (2π), складываются, формируя таким образом суммарное изображение, визуализирующее исследуемый объект. Описанный подход справедлив только для параллельной формы распространения пучка рентгеновского излучения, так как растягивание в обратном направлении производится вдоль прямых параллельных между собой линий. Реализация алгоритма выглядит следующим образом.

В качестве инструмента осуществления операции обратного проецирования применяется интерполяция. При этом исходными для интерполирования данными являются расстояние s от данной точки до центральной линии и значение $p(s, \theta)$ в этой точке. Обратная проекция образуется в результате проведения интерполяции для каждой точки области реконструкции (Рисунок 27). Расстояние от произвольной точки области реконструкции до центральной линии вычисляется как нормаль, опущенная на неё из данной точки.

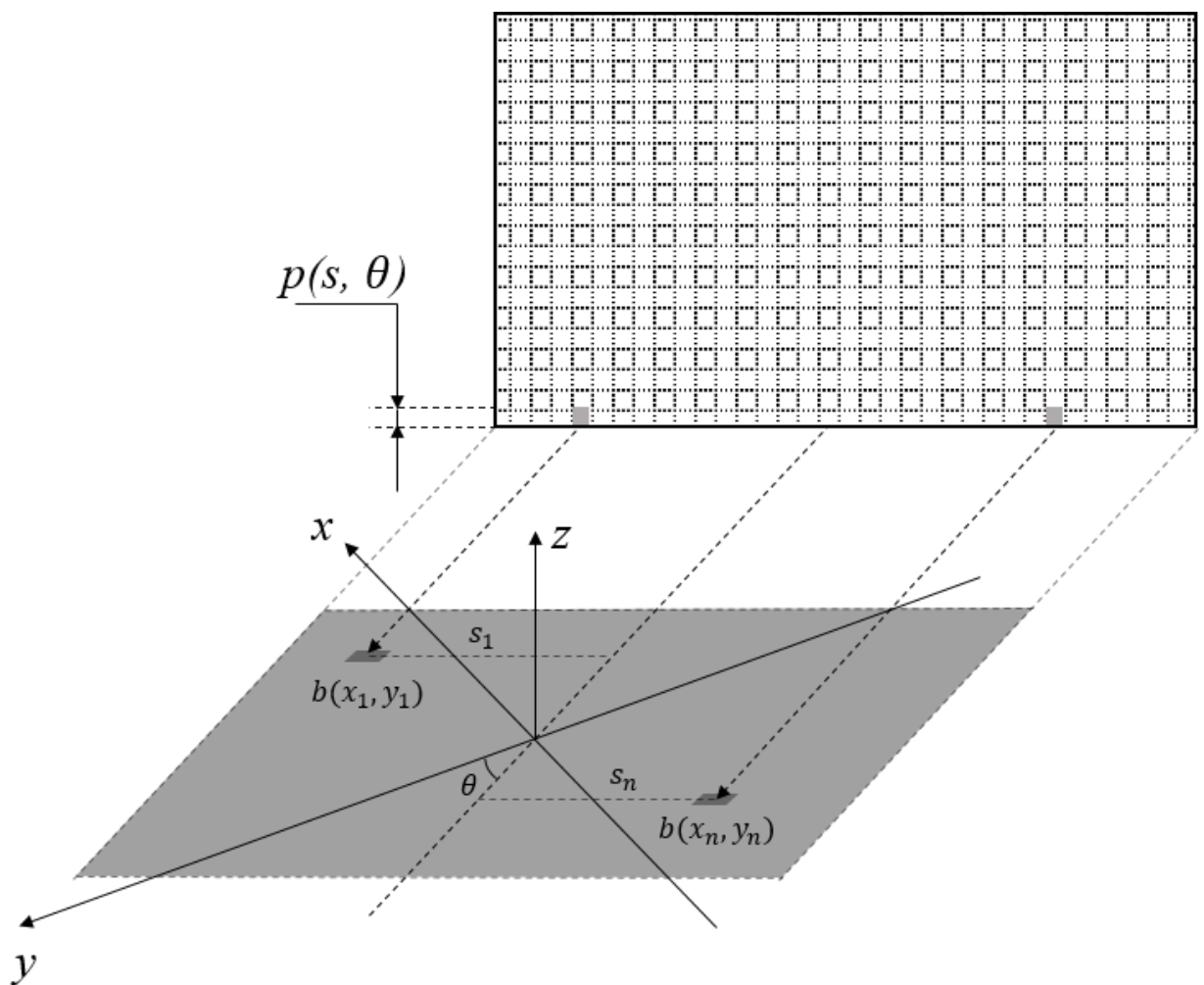


Рис. 27 – Интерполяции значений $p(s, \theta)$ в области реконструкции

Далее производится суммирование обратных проекций в контуре области реконструкции, в результате получается изображение сечения, используемое для объёмной визуализации, оценки плотности, поиска дефектов и так далее (Рисунок 28).

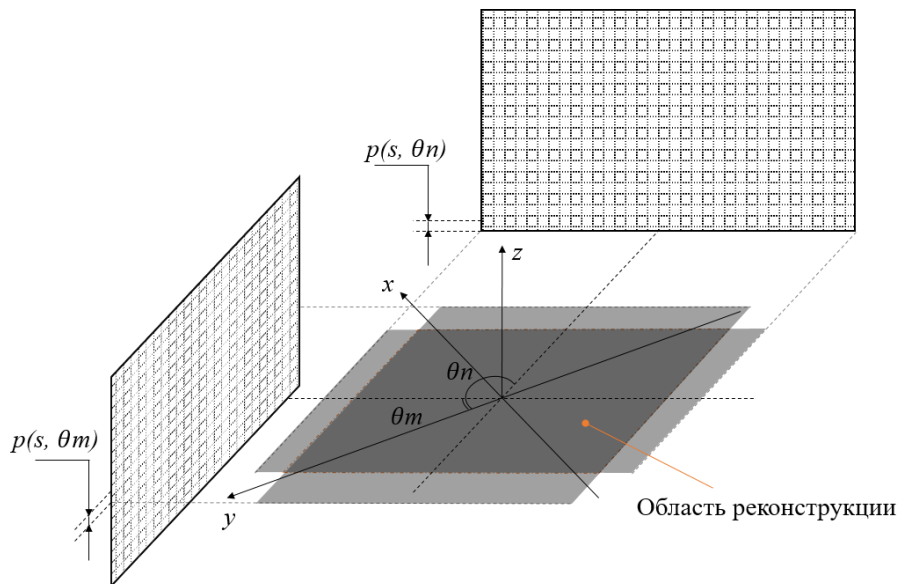


Рис. 28 – Суммирование обратных проекций

Блок-схема алгоритма обратного проецирования представлена на рисунке 29. Реконструкция представляет собой цикл, счётчиком которого являются углы поворота и в теле которого происходит расчёт расстояния от каждой точки области реконструкции до центральной линии в соответствии с выражением:

$$s = y \cdot \cos(\theta) - x \cdot \sin(\theta), \quad (7)$$

где s — нормаль от точки области реконструкции к центральной линии; x и y — координаты данной точки области реконструкции; θ — текущий угол поворота реконструируемого сечения или объекта в целом. Далее для полученных расстояний проводится операция интерполирования значений проекции $p(s, \theta)$ функции плотности $u(x, y)$, обратные проекции суммируются, в результате чего получается реконструированное изображение.

Реализация алгоритма обратного проецирования для параллельной формы рентгеновского пучка излучения достаточно проста, не требует большого количества вычислений. При известных расстояниях между компонентами установки и исследуемым образцом программирование алгоритма реконструкции не представляет собой сложную задачу.

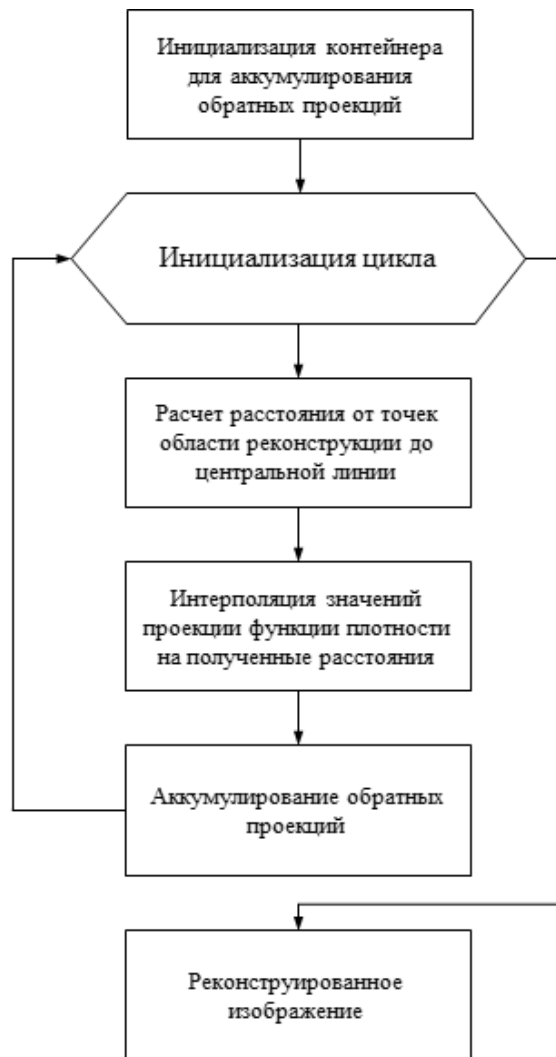


Рис. 29 – Блок-схема алгоритма обратного проецирования для рентгеновского пучка параллельной формы

Так как идея предлагаемой для томографического анализа крупногабаритных протяжённых объектов технологии заключается в применении свойств рентгеновского пучка веерообразной формы, необходимо было оптимизировать полученную реализацию алгоритма для данного способа распространения излучения.

При расходящейся геометрии эксперимента обратная проекция представляет из себя треугольник, вершина которого соответствует положению точечного источника излучения. Именно поэтому применение алгоритма, описанного выше, 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 30).

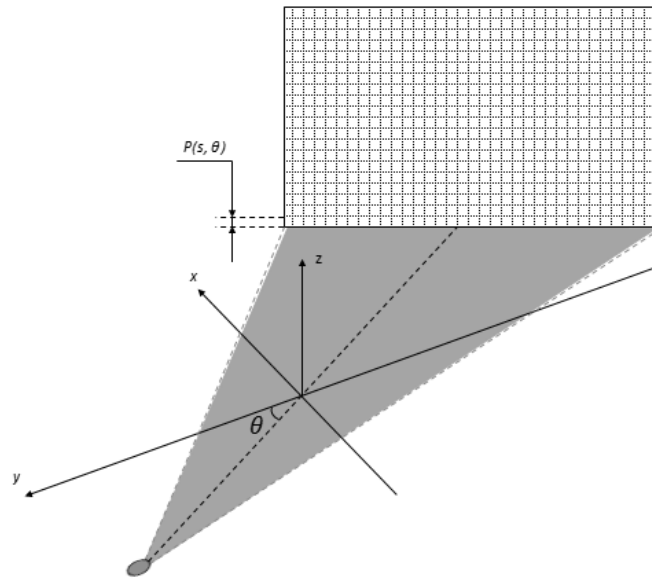


Рис. 30 – Обратное проецирования для пучка веерообразной формы

Часто применяют алгоритм преобразования проекционных данных веерной геометрии в параллельную с целью избежать дополнительных вычислений [24]. В этом случае возникает ряд недостатков. В частности, наблюдаются погрешность реконструкции и ухудшение качества результирующего изображения, полученного из проекционных данных после «перегруппировки» [25]. 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.

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:

$$SE = \sqrt{(y - d \cdot \cos \theta)^2 + (x - d \cdot \sin \theta)^2}, \quad (8)$$

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:

$$SP = \sqrt{SE^2 + EP^2}, \quad (9)$$

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 31). Вдоль этой прямой для каждой точки области реконструкции откладывается интервал, который вычисляется по формуле:

$$OF = EP - u, \quad (10)$$

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 .

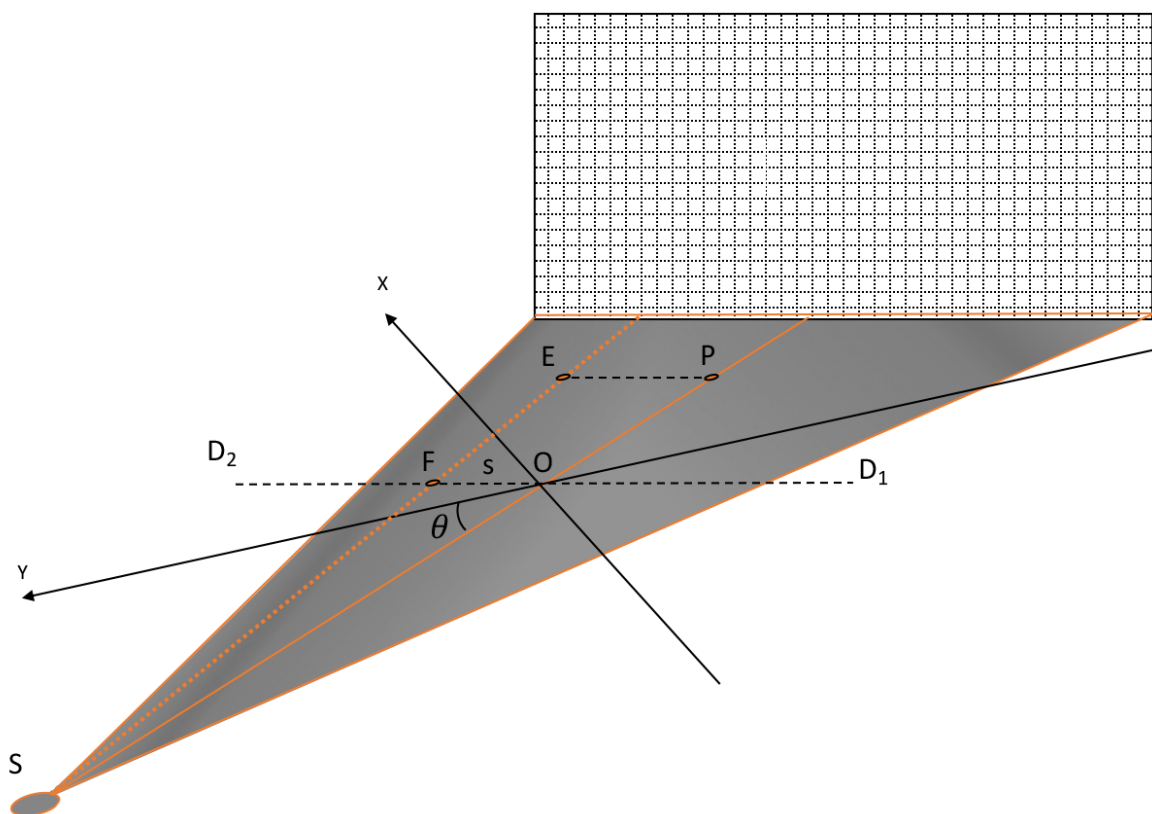


Рис. 31 – Виртуальный детектор D_1D_2

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, расчёт корректирующего фактора (Рисунок 32).

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.

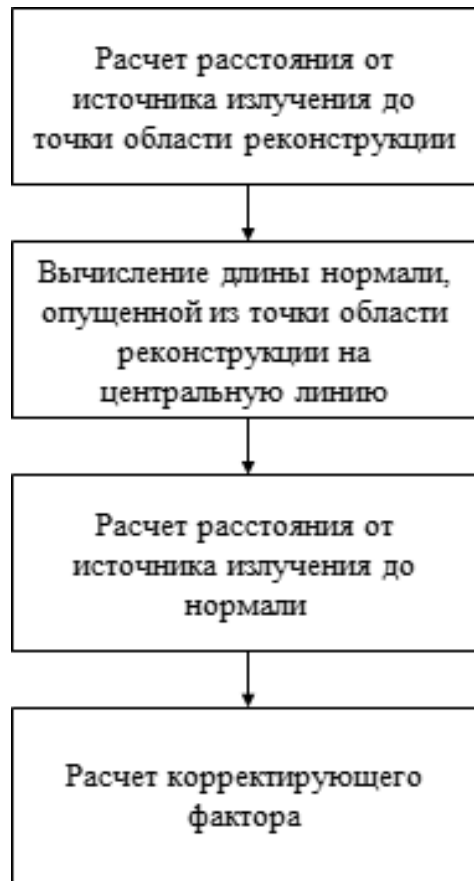


Рис. 32 – Отличие реализации алгоритма обратного проецирования для случая веерного пучка от случая параллельного пучка

Для модификации алгоритма обратного проецирования при параллельном излучении, обеспечивающей его применение для экспериментов на веерном пучке, необходимо включить представленные на рисунке 32 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 формулами.

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 33, слева).

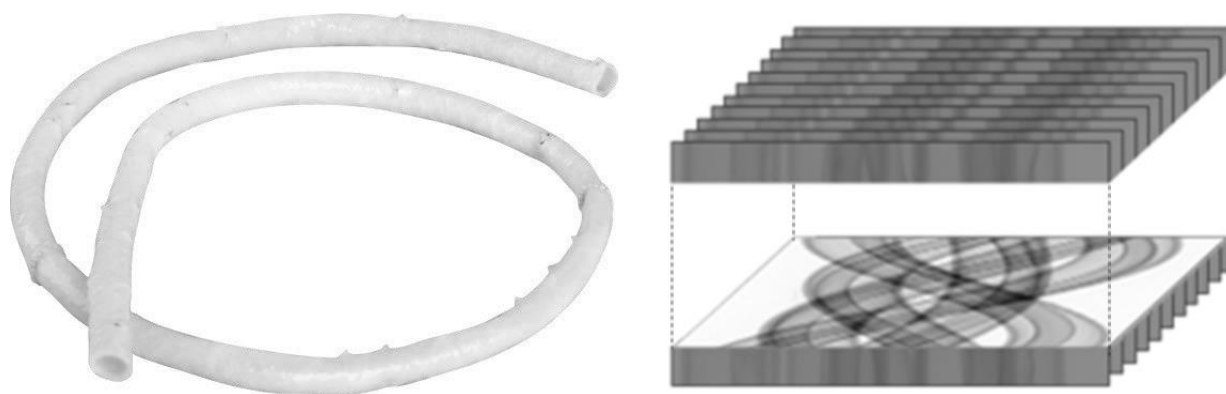


Рис. 33 – Протез кровеносного сосуда компании «НеоКор» (<http://neocor.ru/pages/15.html>) (слева), набор проекций, поперечное сечение которых называется синограммой (справа)

Экспериментальная проверка 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 помещались внутри пластиковых трубок, которые затем фиксировались 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 33, 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.

На рисунке 34 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).

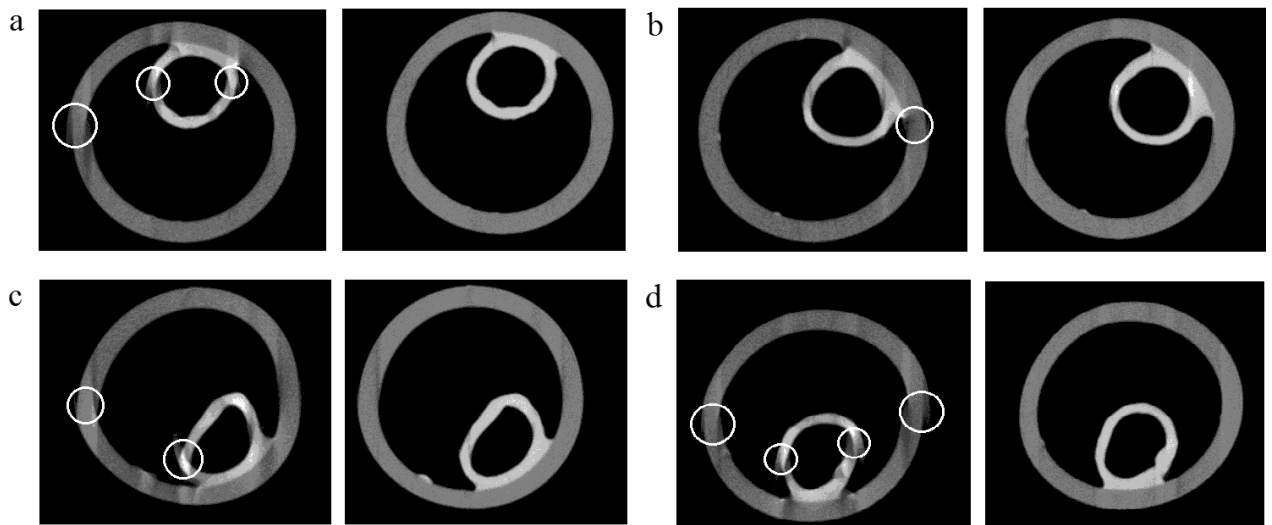


Рис. 34 – Результаты реконструкции без и с учётом корректирующего фактора

В результате применения алгоритма было достигнуто достаточно высокое качество реконструкции, позволившее с приемлемой точностью оценить плотность исследуемых материалов, а также провести объёмную визуализацию и поиск дефектов. На рисунке 35 представлен результат объёмной визуализация протезов кровеносных сосудов, благодаря правильному подбору экспериментальных параметров и достаточно высокой степени точности реконструкции полученная визуализация не содержит артефактов и в точности повторяет реальные образцы.

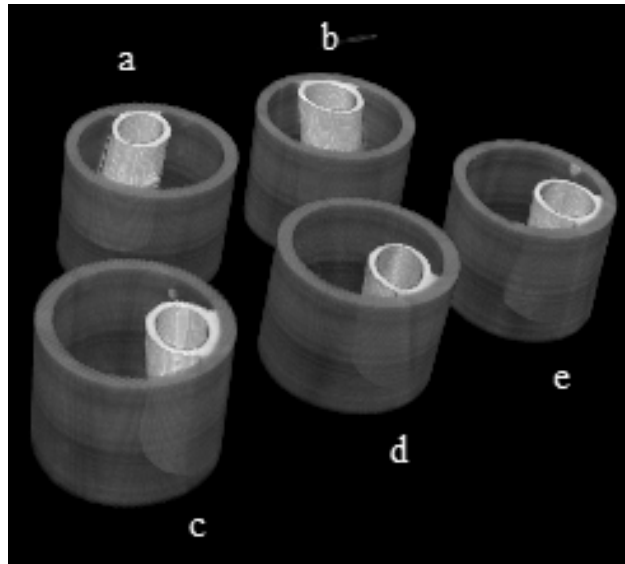


Рис. 35 – Трёхмерная визуализация исследуемого объекта

Таким образом, в результате анализа метода 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 принципиальные отличия. Продемонстрирована неприменимость алгоритма обратного проецирования, реализованного для случая параллельного пучка, к проекционным данным, полученным на расходящемся пучке, без учёта корректирующего фактора. Учёт корректирующего фактора позволяет производить реконструкцию данных при расходящейся геометрии эксперимента с высокой точностью, адекватность результатов была проверена физическим экспериментом. Разработанное программное обеспечение стало фундаментальной основой для последующих модификаций алгоритма реконструкции [26].

Глава 3. ТОМОГРАФИЧЕСКОЕ СКАНИРОВАНИЕ БЕЗ ВРАЩЕНИЯ ОБЪЕКТА С ИЗМЕНЕНИЕМ РАССТОЯНИЯ ИСТОЧНИК-ДЕТЕКТОР

В ходе практической части исследования для решения поставленных задач применялись компьютерное моделирование и экспериментальные работы на рентгеновской установке, описанной во введении. Так на начальном этапе работы необходимо было получить программную реализацию прямого и обратного преобразований Радона, которая в дальнейшем должна была лечь в основу инструментов моделирования процесса томографического сканирования, а также томографической реконструкции. Далее полученную программную реализацию алгоритма фильтрованных обратных проекций было необходимо оптимизировать для применения при нестандартном способе сбора проекционных данных. На этом этапе работы также были выявлены альтернативные возможности применения полученной модификации алгоритма реконструкции. Конечной целью этого этапа работы стала оптимизация алгоритма фильтрованных обратных проекций для сканирования образца с пошаговым сдвигом.

Достигнутая гибкость разработанного программного обеспечения для томографической реконструкции позволила перейти к решению задачи сбора необходимых для реконструкции исследуемого объекта проекционных данных без вращения образца, а также ещё одной итерации по оптимизации алгоритмов реконструкции. В результате была предложена такая траектория томографического сканирования объектов протяжённой формы, которая исключает необходимость осуществлять вращение объекта исследования, а также текущая версия программного обеспечения была адаптирована для полученной траектории сканирования.

До этапа работы с томографическим сканированием объекта без вращения объекта исследования, все разрабатываемые алгоритмы реконструкции подвергались экспериментальной проверке на реальных данных, полученных на лабораторной рентгеновской установке. Адекватность же работы первых

экспериментально проверена не была, по причине того, что конфигурация имеющейся рентгеновской установки физически не позволяла провести соответствующие эксперименты. Однако тот факт, что программная реализация математических основ подхода подтвердила свою работоспособность на всех остальных этапах работы, позволяет также говорить о работоспособности алгоритмов, оптимизированных для томографической реконструкции при сборе проекционных данных без вращения образца.

На основе проведённого исследования был предложен концепт рентгеновской томографической установки, способный реализовать разработанную технологию рентгеновского томографического анализа крупногабаритных объектов протяжённой формы.

3.1 Оптимизация алгоритма фильтрованных обратных проекций с целью перехода к сканированию без вращения объекта исследования

Многообразие типов рентгеновских источников в настоящее время открывает широкие возможности для томографического анализа объектов различного типа. Объекты контроля могут отличаться, например, по плотности, количеству и типам дефектов, а также размером, который может существенно изменяться от объекта к объекту, если речь не идёт и стандартизированной технологической линии производства. Благодаря интенсивному развитию самих источников излучения, а в частности повышению энергии и яркости пучка, рентгеновский анализ стал также широко применяться для контроля крупногабаритных объектов.

Однако, при решении задач контроля крупногабаритных объектов часто возникает проблема превышения размерами объектов габаритов рентгеновской установки [27]. Поэтому важным аспектом развития рентгеновской томографии, как метода неразрушающего контроля также является разработка новых способов сканирования объекта, то есть непосредственно сбора проекционных данных, а

также адаптация алгоритмов реконструкции и визуализации. В этом контексте сканирование образца вдоль его наиболее длинного размера является наиболее очевидным направлением поиска оптимальных решений. Алгоритм фильтрованных обратных проекций является одним из самых простых в реализации методов реконструкции. По этой причине было предположено, что его применение для сканирования образца с пошаговым сдвигом вдоль его самого длинного габаритного размера может быть достаточно эффективным решением в альтернативу существующим в настоящее время [28-30].

Таким образом, целью оптимизации алгоритма стало решение одной из самых распространенных проблем томографического анализа – проблема сканирования протяженных объектов (Рисунок 36). Данная проблема актуальна не только для промышленной томографии крупногабаритных объектов, но также и для методов рентгеновской томографии в области медицины и биологии.

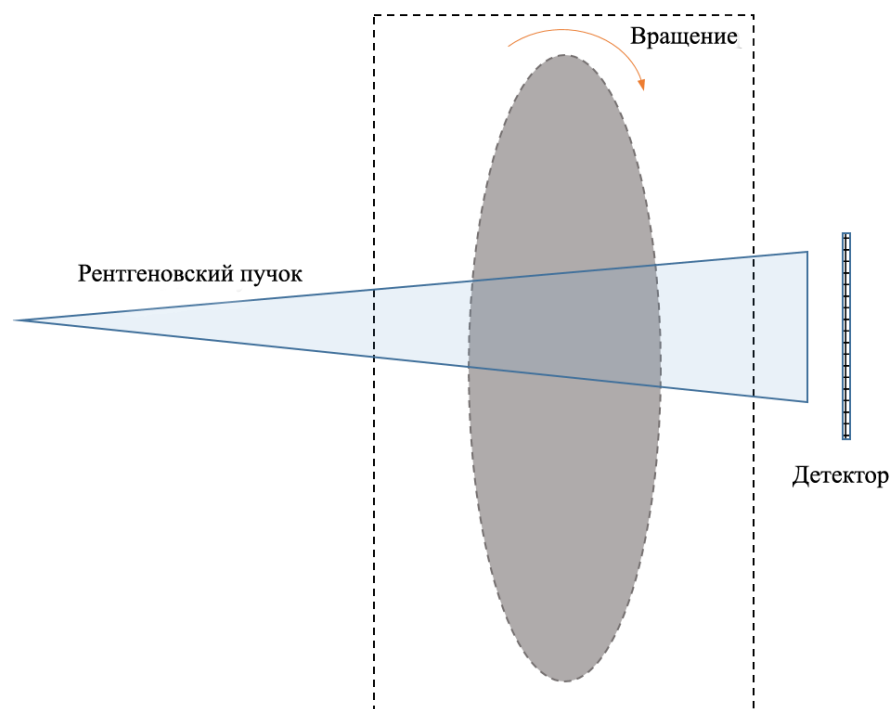


Рис. 36 – Проблема томографического сканирования объектов протяжённой формы

Требования по точности реконструкции в промышленном неразрушающем контроле и особенно в медицине вынуждают применять детектирующие устройства высокого разрешения, тогда как цены на оборудование подобного

класса заставляют задуматься об экономической нецелесообразности постройки или работы рентгеновской установки. При этом чаще всего компании производители таких детектирующих устройств обычно выпускают системы в рамках определенного модельного ряда с чётко фиксированными размерами активной области. Это создаёт проблему выбора между оптимальным размером активной области устройства детектирования и его стоимостью. Это и является следствием проблемы сканирование объектов протяженной формы. Конечно, существуют альтернативные способы решения данной проблемы, где применяются специальные алгоритмы склейки изображений, модификации алгоритмов, основанных на спиральной томографии, а также алгоритмы адаптивного восстановления частей изображений, выходящих за пределы области сканирования. В ходе данной исследовательской работы было решено применить траекторию сканирования объекта с пошаговым сдвигом вдоль него таким образом, как этом показано на рисунке 37.

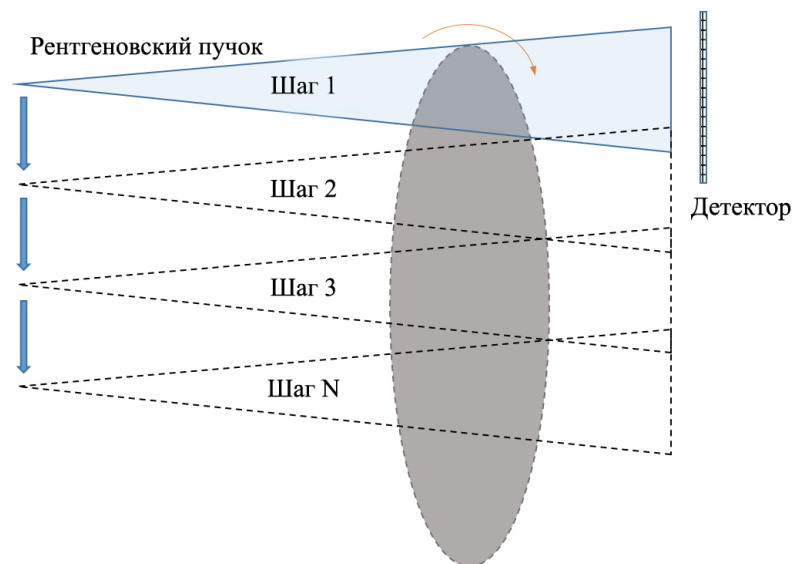


Рис. 37 – Сканирование образца с пошаговым сдвигом

Из рисунка, центр вращения, как и при стандартной схеме сканирования, совмещён с центром объекта. Процедуру сканирования можно описать как последовательный процесс следующим образом: источник и детектор позиционируются соответственно шагу номер 1, далее образец совершает

вращение, в течение которого детектор производит сбор проекционных данных в выбранном угловом диапазоне, после чего образец возвращается в исходное положение, далее источник излучения и детектор перемещаются в зону, соответствующую шагу номер 2, и процесс сбора проекционных данных повторяется. Количество таких циклов соответствует числу шагов, которое определяется размером детектора и угловым раскрытием пучка рентгеновского источника.

Сканирование образца с пошаговым сдвигом также является способом сократить расходы на приобретение устройства детектирования рентгеновского излучения с достаточным размером активной области [31]. В рамках подхода можно применять пошаговый сдвиг только к детектору при достаточной степени раскрытия рентгеновского пучка (Рисунок 38). Но и в этом случае алгоритм реконструкции будет нуждаться в оптимизации также, как и при пошаговом сдвиге, описанном выше.

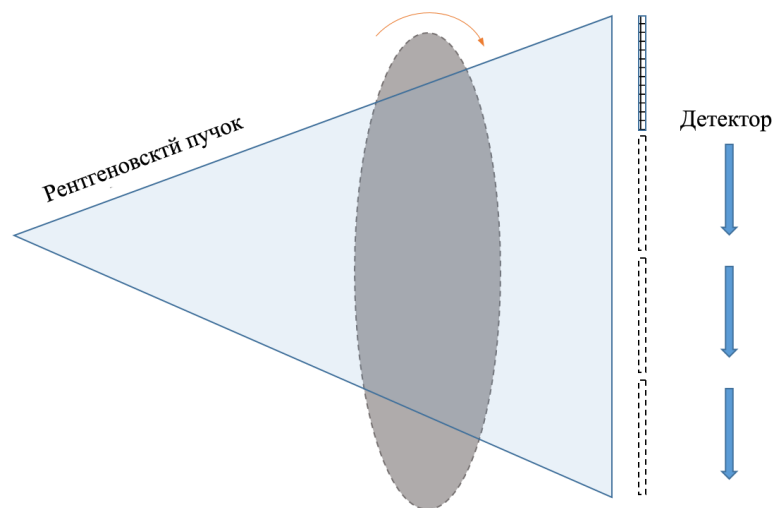


Рис. 38 – Применение пошагового сдвига к детектору рентгеновского излучения (вид сверху)

Алгоритм обратного проецирования в своем стандартном виде требует такой геометрии томографического сканирования, при которой центр вращения совмещается с оптической осью установки, другими словами, ось вращательного механизма должна лежать на линии, которая соединяет фокусное пятно источника

рентгеновского излучения и центр активной области устройства детектирования. В этом случае восстановление исследуемого сечения представляет собой достаточно простой процесс сбора обратных проекций в области реконструкции с учётом формы пучка – параллельной или веерной.

В случае же сканирования с пошаговым сдвигом можно заметить, что условие совмещения центра вращения с оптической осью установки не выполняется. В связи с этим алгоритму обратного проецирования и требуется оптимизация для того, чтобы производить проецирование значение профиля ослабления в соответствии с реальными траекториями распространения рентгеновского пучка с учётом пошагового сдвига [32]. На рисунке 39 схематично изображены правильные направления обратного проецирования в случае применения пошагового сдвига к источнику излучения и детектору (слева) и в случае применения сдвига только к детектору (справа).

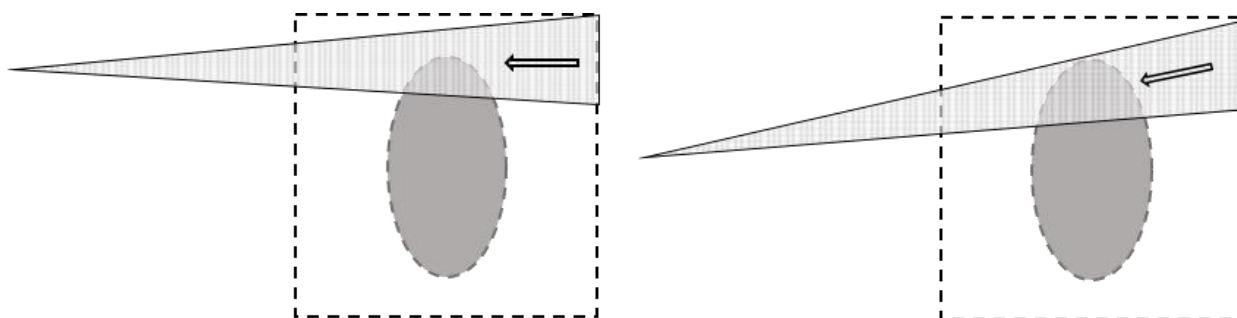


Рис. 39 – Обратное проецирование при применении пошагового сдвига к источнику и детектору (слева), только к детектору (справа)

Таким образом, применяя принципы программной реализации, использованные при разработке программного обеспечения для моделирования и реконструкции [33], была получена оптимизация алгоритма обратного проецирования для томографической реконструкции при сканировании образца с пошаговым сдвигом. Здесь, как в случае стандартной схемы сканирования, математической интерпретацией процедуры проецирования или растягивания профиля ослабления в область реконструкции являлась операция интерполирования. Таким образом, реконструкции отсканированной части

исследуемого сечения формировалась посредством суммирования соответствующих данному поперечному сдвигу обратных проекций, как это показано на рисунке 40 [34].

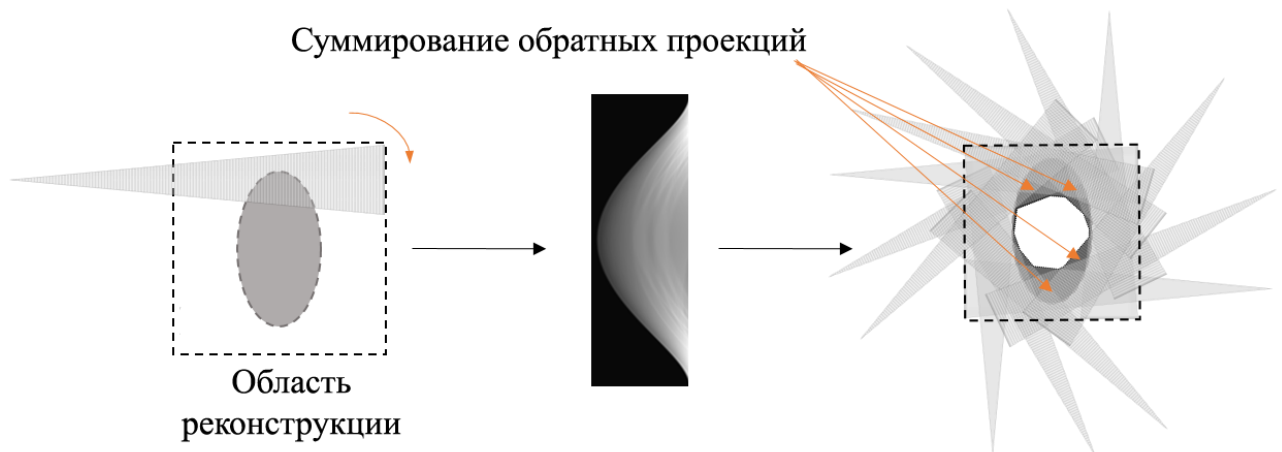


Рис. 40 – Реконструкция отсканированной части объекта, соответствующая единичному сдвигу

По сравнению со стандартными методами решения проблемы сканирования протяжённых объектов, описываемый метод обладает несколькими важными преимуществами. Эти преимущества главным образом относятся к сравнительной простоте технической реализации рентгеновской установки, реализующей принцип. С технической точки зрения сканирования образца с пошаговым сдвигом значительно проще, чем, например, реализация спиральной траектории томографического сканирования. Также стоит заметить, что спиральная траектория сканирования эффективно работает в основном только с объектами цилиндрической формы, тогда как в случае сканирования образца с пошаговым сдвигом подобных ограничений нет.

Итак, на основе разработанного программного обеспечения для моделирования стандартной схемы томографического сканирования была реализована его новая часть, позволяющая моделировать сбор проекционных данных с пошаговым сдвигом источника рентгеновского излучения и детектирующего устройства. Так как разница в реализации заключалась непосредственно в самом сдвиге, каждой точке области реконструкции был присвоен уникальный адрес в виде координат в

декартовой системе, центр которой совмещался с центром самой области реконструкции. Далее алгоритм можно было описать тремя этапами: расчёт траекторий лучей в составе рентгеновского пучка, применение сдвига к этим траекториям в соответствии с текущим положением источника и детектора, интерполяция значений профиля ослабления в соответствующие точки области реконструкции, принадлежащие определенной траектории луча в рентгеновском пучке.

Для моделирования был предложен фантомный объект, сечение которого представлено на рисунке 41 слева. Как можно заметить, объект содержит в себе достаточно много неоднородностей внутренней структуры, которые позволят судить о качестве реконструированного слоя. Моделирование было проведено для трех поперечных сдвигов, а результат применения оптимизированного алгоритма реконструкции, учитывающего влияние сдвигов, представлен на рисунке 41 справа.

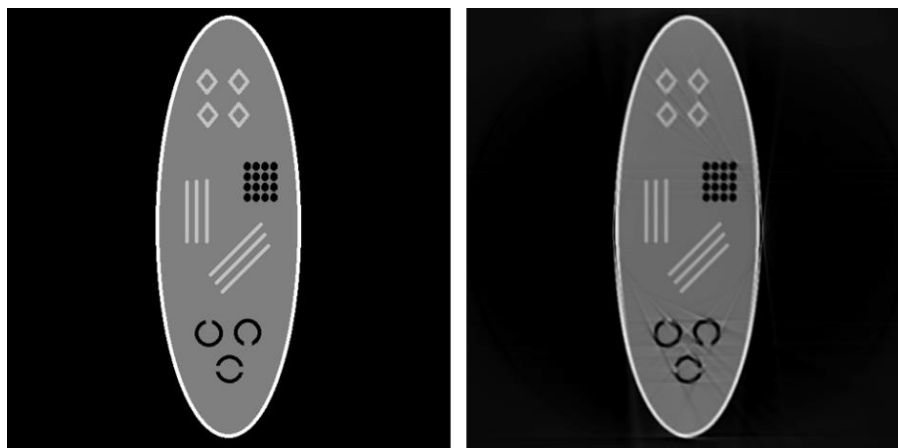


Рис. 41 – Фантомный объект слева и его реконструкция справа

Хорошо видно, что реконструированный слой содержит все особенности внутренней структуры фантомного объекта, но также присутствуют и артефакты, к которым намерено не применялись методы минимизации для демонстрации работы оптимизированного алгоритма реконструкции в чистом виде.

Представленная реконструкция является результатом обработки данных, полученных при помощи компьютерной модели. Как сказано выше, в ходе

реконструкции не применялись дополнительные процедуры фильтрации и минимизации артефактов, возникающих в следствие линейного суммирования отдельно реконструированных частей изображения [35]. Результаты реконструкции для каждого из трёх поперечных сдвигов, а также смоделированные профили ослабления продемонстрированы на рисунке 42. Параметры моделирования представлены в таблице 1.

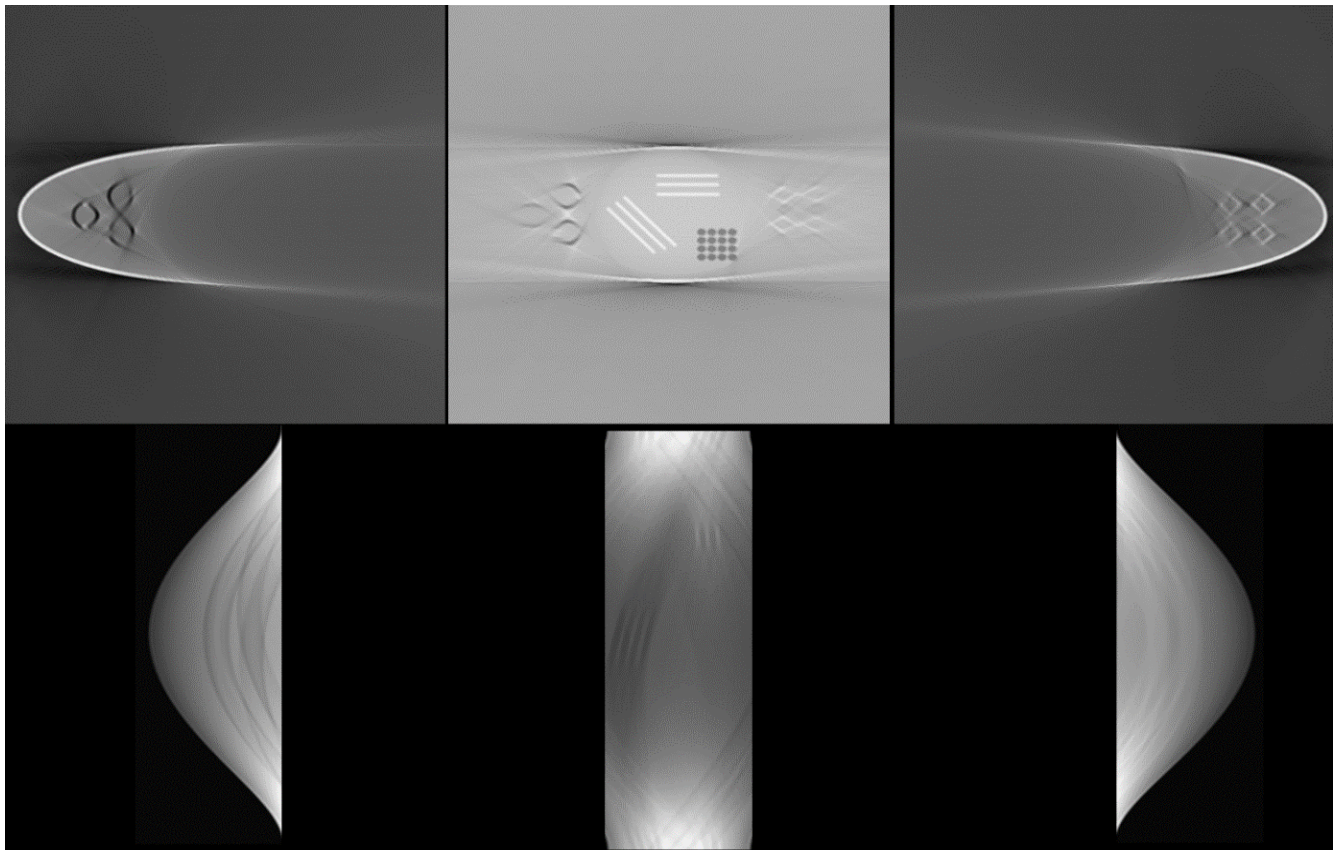


Рис. 42 – Результаты реконструкции и моделирования для каждого из трёх поперечных сдвигов

Таблица 1 – Параметры моделирования

Область реконструкции	Ширина детектора	Угловой диапазон	Угловой шаг	Расстояние	Размер пикселя
600x600 пикселей	200 пикселей	180 градусов	0.3 градуса	1000 мм	400 мкм

Для экспериментального подтверждения достоверности работы геометрии

томографического сканирования с пошаговым сдвигом в качестве объекта контроля был использован сегмент вертолётной лопасти, предоставленный Московским вертолётным заводом имени М. Л. Миля. Сегмент обладал неоднородной внутренней структурой, которую было бы достаточно легко распознать на реконструкции приемлемого качества. В качестве параметров контроля были выбраны качество переходов между поверхностями элементов внутренней структуры, а также число и пространственное распределение дефектов. Схематичное изображение сегмента лопасти представлено на рисунке 43, параметры эксперимента – в таблице 2.

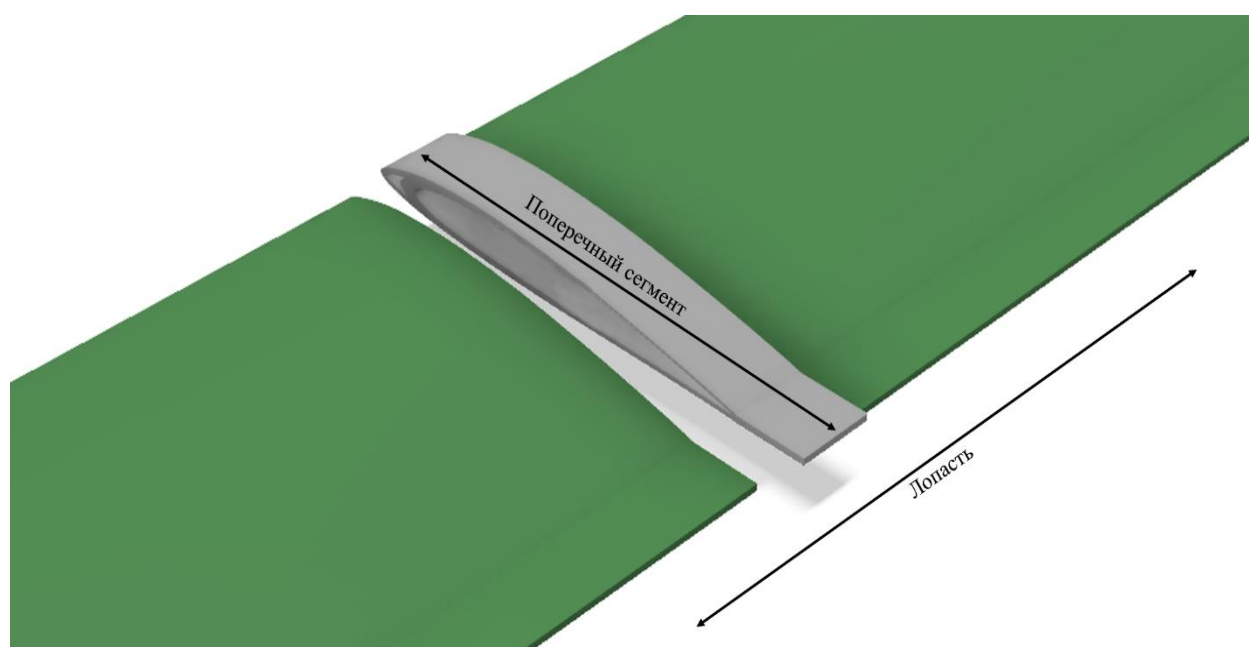


Рис. 43 – Схематичное представление сегмента вертолётной лопасти

Таблица 2 – Экспериментальные параметры

Область реконструкции	Ширина детектора	Угловой диапазон	Угловой шаг	Расстояние	Размер пикселя
2000x2000 пикселей	1024 пикселей	360 градусов	0.3 градуса	1200 мм	400 мкм

Длина и ширина образца составляли 400 мм и 68 мм соответственно. Томографическое сканирование было проведено на рентгеновской установке в

составе источника рентгеновского излучения MXR 451/11 COMET с диаметром фокусного пятна в 400 мкм, линейный детектором X-Scan 0.4iHE2-410 M с размером пикселя 400 мкм. Сканирование было проведено в 3 поперечных сдвига и было осуществлено при помощи поворотного стола DELKEN Automazioni DCNI 50 ST, точность позиционирования которого составляет 10 мкм. На рисунке 44 изображены фото использованного сегмента лопасти, а также три усеченных профиля ослабления, соответствующие трём поперечным сдвигам источника и детектора.

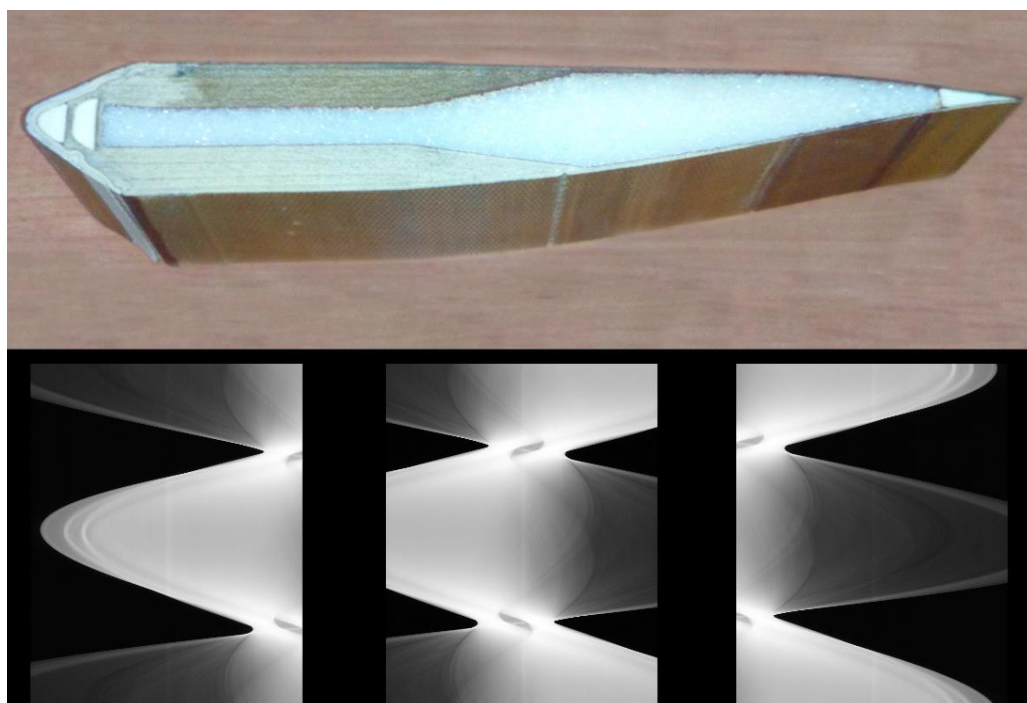


Рис. 44 – Верх: фотография использованного сегмента вертолётной лопасти; низ: усеченные профили ослабления

Результат реконструкции слоя объекта с применением оптимизированной версии алгоритма фильтрованных обратных проекций представлен на рисунке 45. Реконструированные части слоя были просуммированы, посредством чего сформировалось финальное изображение. Выбранный энергетический уровень в 130 кэВ показал хорошую чувствительность к материалам лопасти, в следствие чего на реконструкции можно увидеть форму объекта и его внутреннюю структуру. В качестве метода минимизации наличия артефактов был применен алгоритм

нулевого заполнения краев усечённых профилей ослабления, что позволило получить достаточно чистое изображение. Также стоит заметить, что реконструированные части слоя объекта не были нормированы по амплитуде, в связи с чем на изображение можно наблюдать характерную разницу в контрасте.

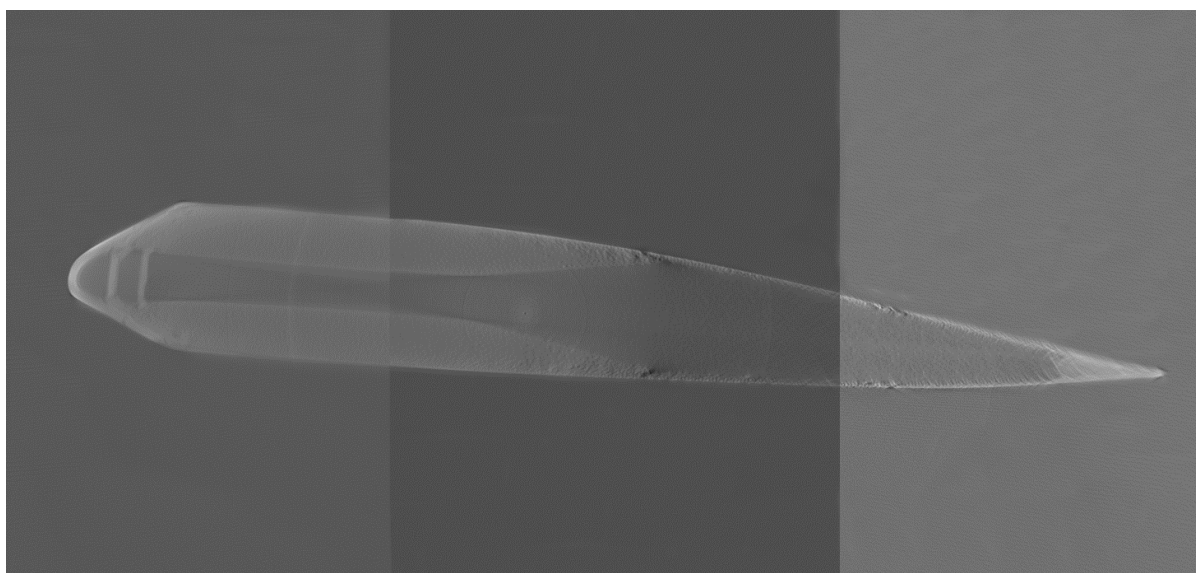


Рис. 45 – Реконструированный слой вертолётной лопасти

Оптимизированный алгоритм обратного проецирования для томографической реконструкции при сканировании образца с пошаговым сдвигом частично решает проблему сканирования крупногабаритных объектов протяженной формы, а также может позволить снизить расходы на приобретение дорогостоящего оборудования для детектирования рентгеновского излучения. Частичность решения проблемы обосновывается тем, что в некоторых случаях объекты сканирования достигают таких размеров, что возникают проблемы, связанные с физической невозможностью его вращения. По этой причине дальнейшим направлением исследовательской работы был выбран переход к такой геометрии сканирования, где необходимость вращения объекта контроля исключена [36]. Такой схемой сбора проекционных данных является геометрия томографического сканирования без вращения образца с изменением расстояния источник-детектор.

3.2 Сканирование без вращения: моделирование, результаты реконструкции и оценка работоспособности

Предлагаемый подход представляет собой схему томографического сканирования, которая не требует обеспечивать вращение объекта. Подход основан на сборе необходимых для реконструкции данных при помощи поступательного перемещения веерного источника относительно объекта исследования и детектора. 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 источниками и объектом, изменяется набор лучей рентгеновского пучка, которым экспонируется объект, а значит изменяется и угол, под которым экспонируется исследуемый объект. Что в конечном счете позволяет реконструировать объект.

Алгоритм фильтрованных обратных проекций позволяет реконструировать и визуализировать внутреннюю структуру исследуемого объекта посредством обработки исходных данных, полученных на основе стандартного протокола сканирования. На рисунке 46 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.

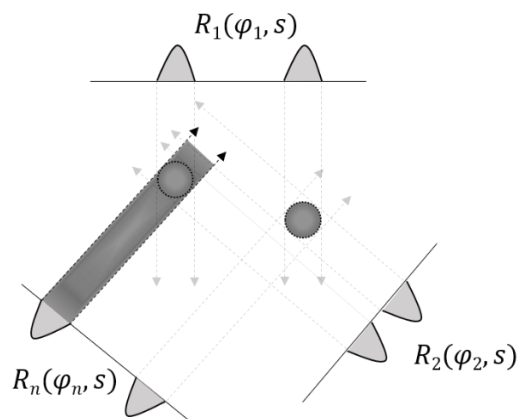


Рис. 46 – Алгоритм обратного проецирования

В случае описываемого метода набор проекций $R_1...R_n$ получается при изменении расстояния между источником и образцом так, как показано на рисунке 47.

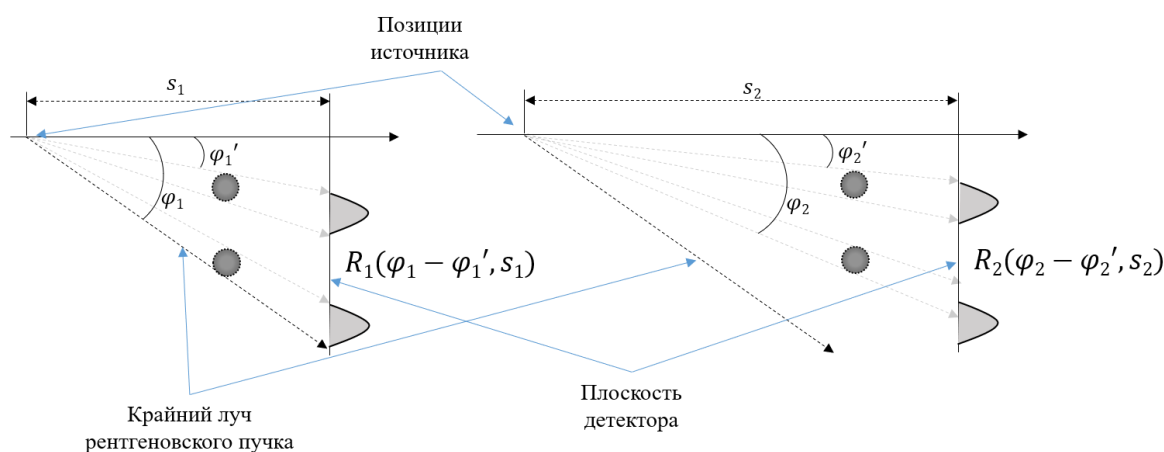


Рис. 47 – Предлагаемая геометрия томографического сканирования

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. Для примера формирования профиля ослабления рассмотрим простейший фантомный объект (Рисунок 48), в поперечном срезе представляющий из себя две сферы.

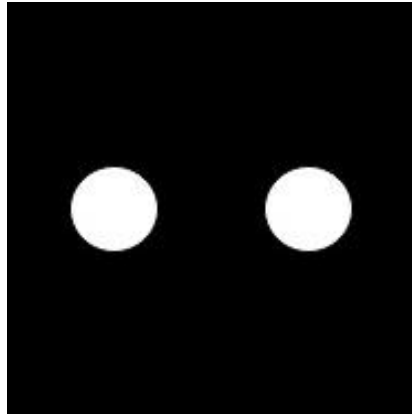


Рис. 48 – Тестовый фантом

На рисунке 49 приведены примеры исходных для реконструкции данных – синограмм – полученных с применением стандартной и предлагаемой геометрии сканирования.

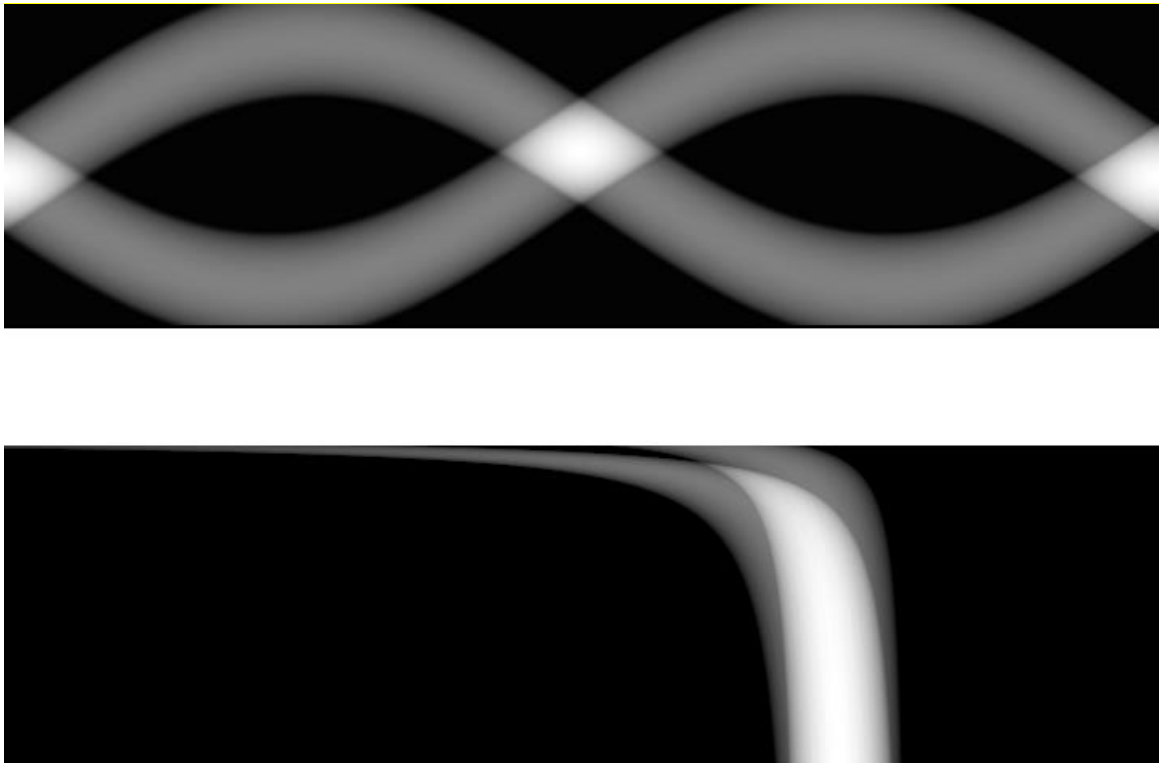


Рис. 49 – Сверху синограмма полученная с применением стандартной, снизу – с применением модифицированной геометрии сканирования

В случае синограммы, полученной при помощи сканирования образца без вращения, наиболее информативной частью является область изгиба профиля

ослабления. Изгиб профиля сигнализирует и корреляции следующего характера: чем сильнее степень изгиба, тем сильнее отклонение луча, экспонирующего область объекта в составе рентгеновского пучка, от центрального луча, направленного перпендикулярно к объекту.

Рассмотрим пример на фантомном объекте исследования с более характерной внутренней структурой. На рисунке 50 изображены: использованное для моделирования сечение фантомного объекта с усложненной внутренней структурой слева и профиль его ослабления, полученный при помощи сканирования объекта без вращения с изменением расстояния источник-детектор.

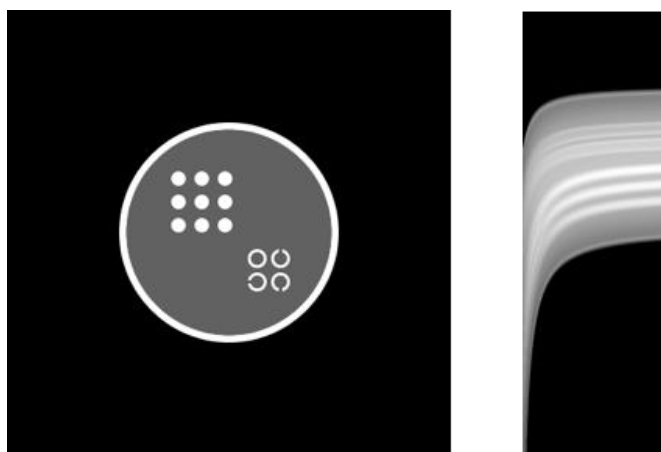


Рис. 50 – Слева: сечение фантомного объект с усложнённой внутренней структурой; справа: профиль ослабления объекта, полученный на основе сканирования без вращения

Легко заметить, что приведённое изображение профиля ослабления содержит характерные участки, соответствующие особенностям внутренней структуры фантомного объекта. Однако участок изгиба профиля ослабления, а также степень его искривления недостаточно большие, что может отрицательно сказаться на качестве реконструкции, так как профиль не содержит в себе достаточно информации для восстановления изображения с приемлемым, как минимум, для визуального распознавания, качеством.

Для реконструкции сечений применённых в моделировании фантомных объектов необходимо было также провести оптимизацию имеющихся алгоритмов реконструкции. На основе принципов работы алгоритма томографической

реконструкции для сканирования образца с пошаговым сдвигом была проведена оптимизация разработанного программного обеспечения с целью получить алгоритм реконструкции, способный восстанавливать сечение исследуемого объекта из профиля ослабления, полученного описываемым методом. На рисунке 51 представлен результат реконструкции фантомного объекта, полученный с применением оптимизированного программного обеспечения.

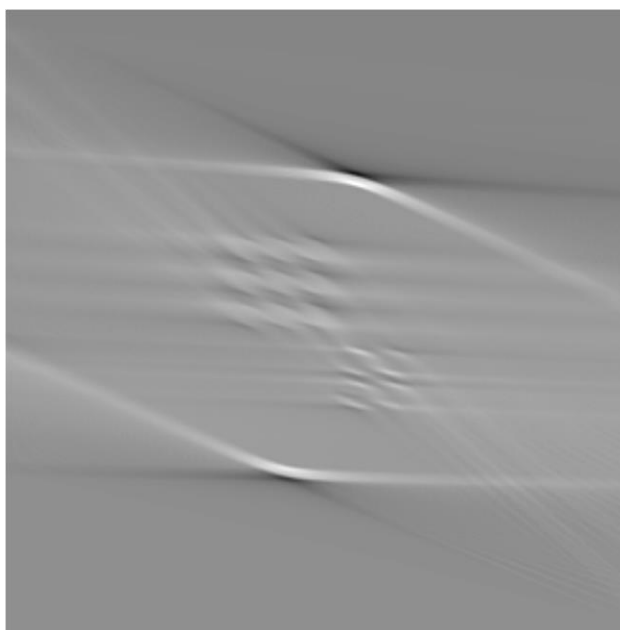


Рис. 51 – Результат реконструкции сечения фантомного объекта

Моделирование показало, что экспонирования с изменением расстояния от источника до детектирующего устройства недостаточно, чтобы получить приемлемое качество реконструкции. Реконструкция позволяет распознать элементы внутренней структуры фантомного объекта, но общее её качество совсем не приемлемо для анализа сечения. Таким образом возникла задача оптимизации траектории сбора проекционных данных, целью которой являлось увеличение полезной информации в профиле ослабления. Было установлено, что данную проблему можно решить двумя способами. Первый – увеличение степени раскрытия пучка рентгеновского излучения, которое соответственно увеличивает угловой диапазон падения лучей в составе пучка на поверхность сканируемого объекта. Однако, данный способ пригоден только для компьютерного

моделирования, так как в своём большинстве источники рентгеновского излучения не обладают регулируемым углом раскрытия пучка излучения, этот параметр является фиксированным. Второй – оптимизация самой схемы сбора проекционных данных. На рисунке 52 пунктирными линиями обозначены траектории перемещения источника и соответственно поворота 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 разработанного программного обеспечения.

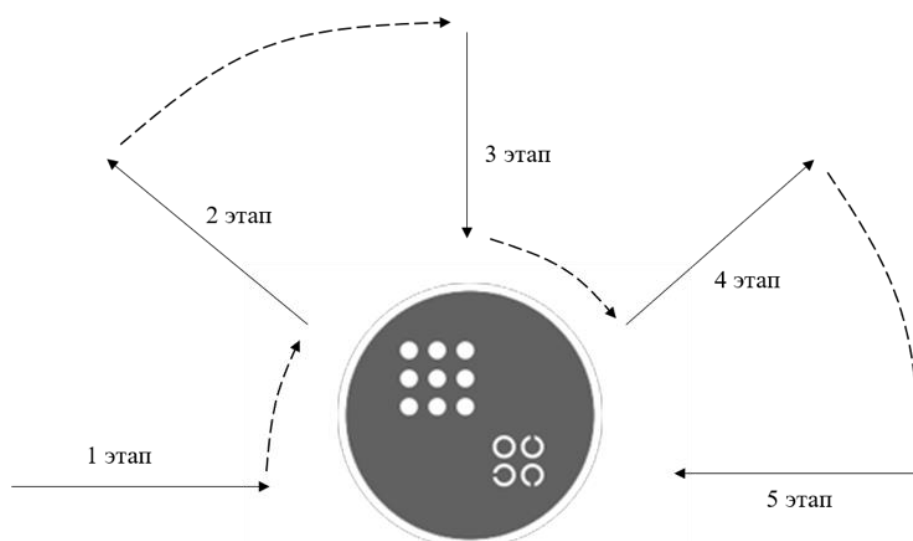


Рис. 52 – Оптимизированная схема сбора проекционных данных без вращения объекта исследования

На рисунке 53 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.

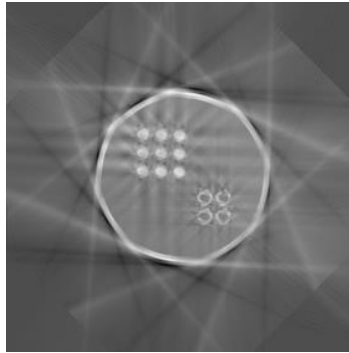


Рис. 53 – Результат реконструкции на основе модифицированной схемы сбора проекционных данных без вращения образца с изменением расстояния источник-детектор

Как видно из рисунка, применение описанной схемы сбора проекционных данных позволило в значительной мере улучшить качество реконструкции. В данном случае удалось получить не просто признаки элементов внутренней структуры сечения фантомного объекта, а визуализировать их практически полностью, как и контур самого объекта.

Дальнейшая работа по улучшению качества реконструкции заключалась в анализе влияния на него шага перемещения источника, а также числа направлений сканирования. Стоит также заметить, что ранее в рамках моделирования использовались проекционные данные, сформированные только с учётом половины рентгеновского пучка излучения. При последующем моделировании использовался полный растр пучка, в качестве объекта исследования использовался фантом Шеппа-Логана. В таблице 3 приведены использованные параметры моделирования.

Таблица 3 – Параметры моделирования

Область реконструкции	Ширина детектора	Угловой диапазон	Число направлений	Диапазон перемещений	Размер пикселя
2000x2000 пикселей	1024 пикселей	90 градусов	от 1 до 5	от 0 до 800 мм	400 мкм

На рисунке 54 представлен результат моделирования для сканирования объекта на основе разработанной технологии, с применением одного направления

сканирования, шаг изменения расстояния в диапазоне от 400 до 5 пикселей в рамках моделируемой конфигурации.

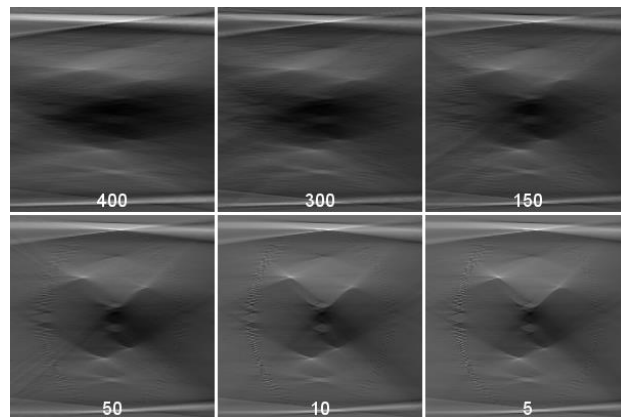


Рис. 54 – Реконструкция фантом Шеппа-Логана: одно направление сканирования, шаг изменения перемещения источника в пикселях

Как видно, одного направления сканирования недостаточно, чтобы получить реконструкцию приемлемого качества, что уже было установлено ранее. Однако, также можно заметить, что с уменьшением шага изменения расстояния источник-детектор, качество реконструкции улучшается. Для наглядности сравним поперечные профили оригинального фантома и реконструкций, полученных с максимальным и минимальным шагом (Рисунок 55). Как видно, общий тренд изменения рассматриваемого профиля в наибольшей степени соответствует оригинальному профилю при минимальном шаге перемещения источника.

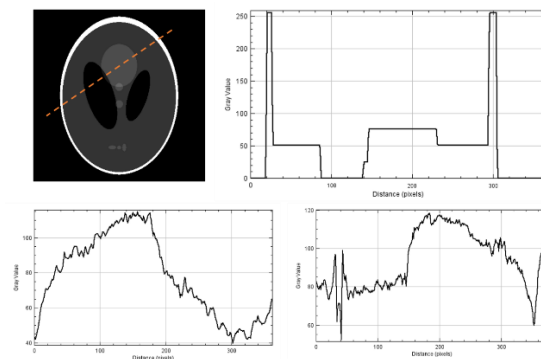


Рис. 55 – Верхний ряд: поперечный профиль оригинального фантома; нижний ряд: аналогичные профили, взятые для реконструкций с шагом изменения расстояния источник-детектор 400 (слева) и 5 пикселей (справа)

При последующем моделировании используемая схема сбора проекционных данных, представленная на рисунке 52, была оптимизирована таким образом, что диапазон углового перемещения источника был сокращен до 90 градусов, с целью повысить эффективность работы предлагаемой технологии томографического сканирования.

На рисунке 56 представлен результат реконструкции данных, смоделированных для двух направлений сканирования с угловым расстоянием 45 градусов между собой.

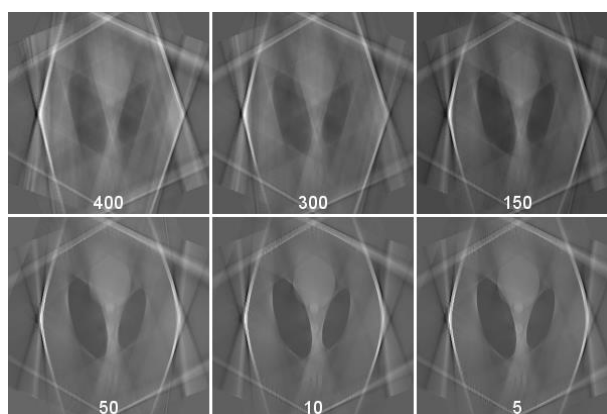


Рис. 56 – Реконструкция фантом Шеппа-Логана: два направления сканирования, шаг изменения перемещения источника аналогичный предыдущему

На рисунке 57 приведены профили сканирования оригинального фантома и полученных реконструкций. Форма профилей, а также визуальный анализ полученных изображений позволяет говорить о значительном улучшении качества реконструкции.

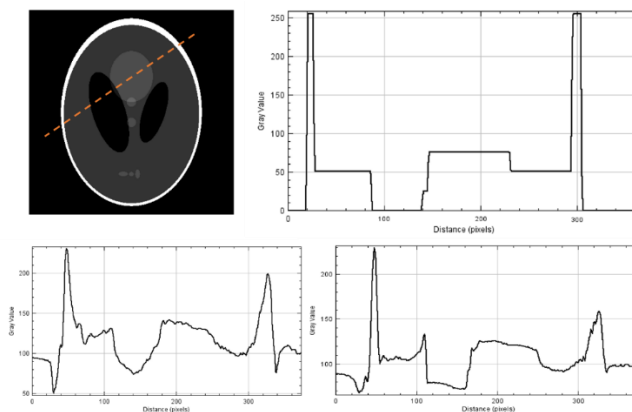


Рис. 57 – Вверху: поперечный профиль оригинального фантома; внизу: профили, взятые для реконструкций с шагом 400 (слева) и 5 пикселей (справа)

Приведём результаты реконструкции для трёх и пяти направлений сканирования с угловыми расстояниями в 30 и 18 градусов на рисунках 58 и 59 соответственно.

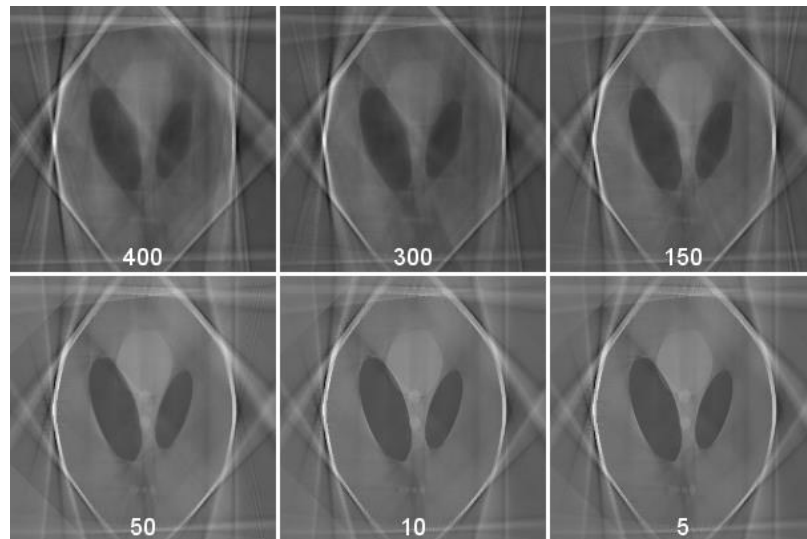


Рис. 58 – Реконструкция фантом Шеппа-Логана: три направления сканирования

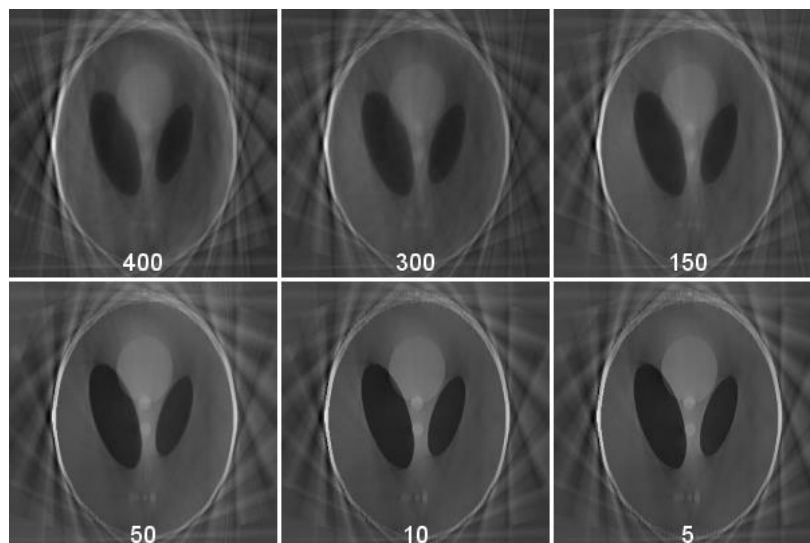


Рис. 59 – Реконструкция фантом Шеппа-Логана: пять направлений сканирования

По результатам моделирования можно сделать вывод, что уже при трёх направлениях сканирования предлагаемая технология томографического анализа даёт приемлемое качество реконструкции внутренней структуры исследуемого объекта. При пяти направлениях сканирования удалось добиться наилучшего качества реконструкции, для демонстрации которого сравним поперечные профили оригинального фантома и его реконструкции (Рисунок 60).

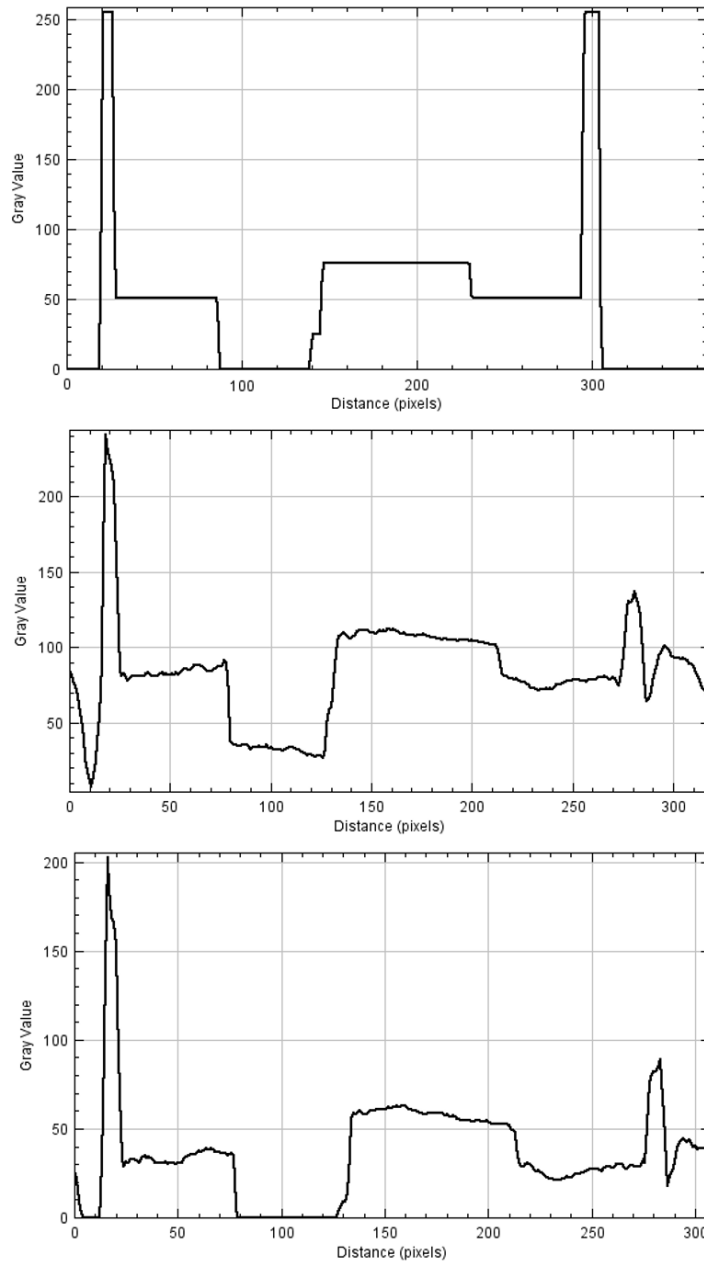


Рис. 60 – Вверху: профиль оригинального фантома; в центре: профиль реконструкции; внизу: профиль реконструкции после фильтрации

Приведённые графики профилей подтверждают работоспособность предлагаемой геометрии сбора проекционных данных и оптимизированного для неё алгоритма реконструкции, а значит всей технологии томографического анализа в целом. Приведенное изображение реконструкции фантома Шеппа-Логана не подвергалось специальным процедурам фильтрации артефактов, что позволяет говорить, метод потенциально способен обеспечить ещё более высокое качество реконструкции. Заметим, что в соответствии с предлагаемым подходом,

необходимый набор проекционных данных можно собрать, не осуществляя вращения исследуемого объекта. Для получения приемлемого качества реконструкции необходимо и достаточно обеспечить угловой доступ к объекту в диапазоне 90 градусов, чтобы осуществить сканирование объекта с изменением расстояния источник-детектор в трёх и более экспозиционных направлениях. При этом стоит заметить, что в аналогичной конфигурации сбор проекционных данных в соответствии со стандартной геометрией томографического сканирования позволяет осуществить лишь частичную реконструкцию сечения исследуемого объекта (Рисунок 61).

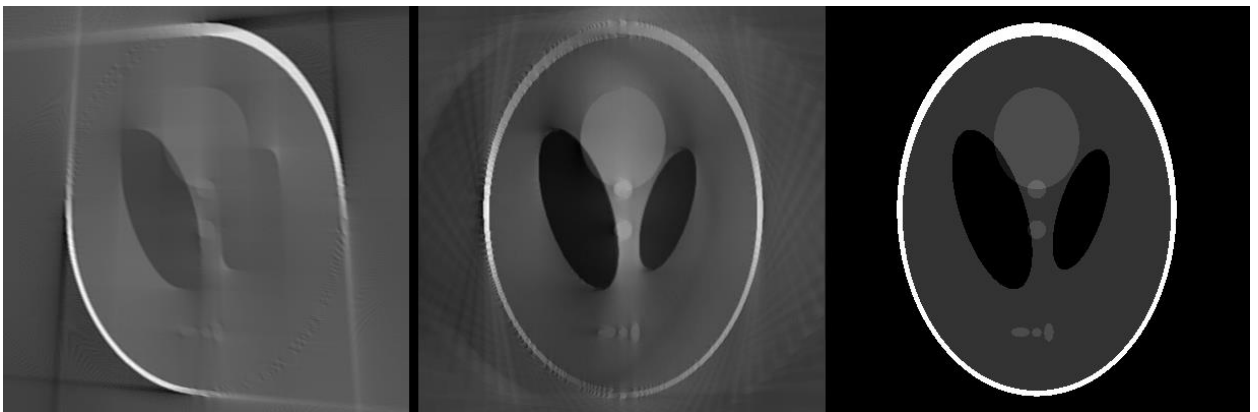


Рис. 61 – Слева: реконструкция фантома при стандартной схеме сбора данных; в центре: реконструкция – при схеме сбора данных без вращения объекта с изменением расстояния источник-детектор; справа: оригинальный фантом

3.3 Концепт экспериментальной томографической установки, реализующий технологию сканирования без вращения образца

В результате работы было также разработано концептуальное решение для рентгеновской томографической установки, способной реализовать предлагаемую технологию (Рисунок 62). Наиболее важным моментом является реализация механической системы, которая будет осуществлять необходимые перемещения источника излучения относительно объекта исследования и детектора. В данном

случае в качестве такой механической системы выбран робот манипулятор, который, однако, может быть заменен на более экономичное решение в виде трёхосевой системы перемещения. И тот и другой вариант с достаточной точностью позволят осуществить сбор проекционных данных согласно описываемой в данной главе технологии.

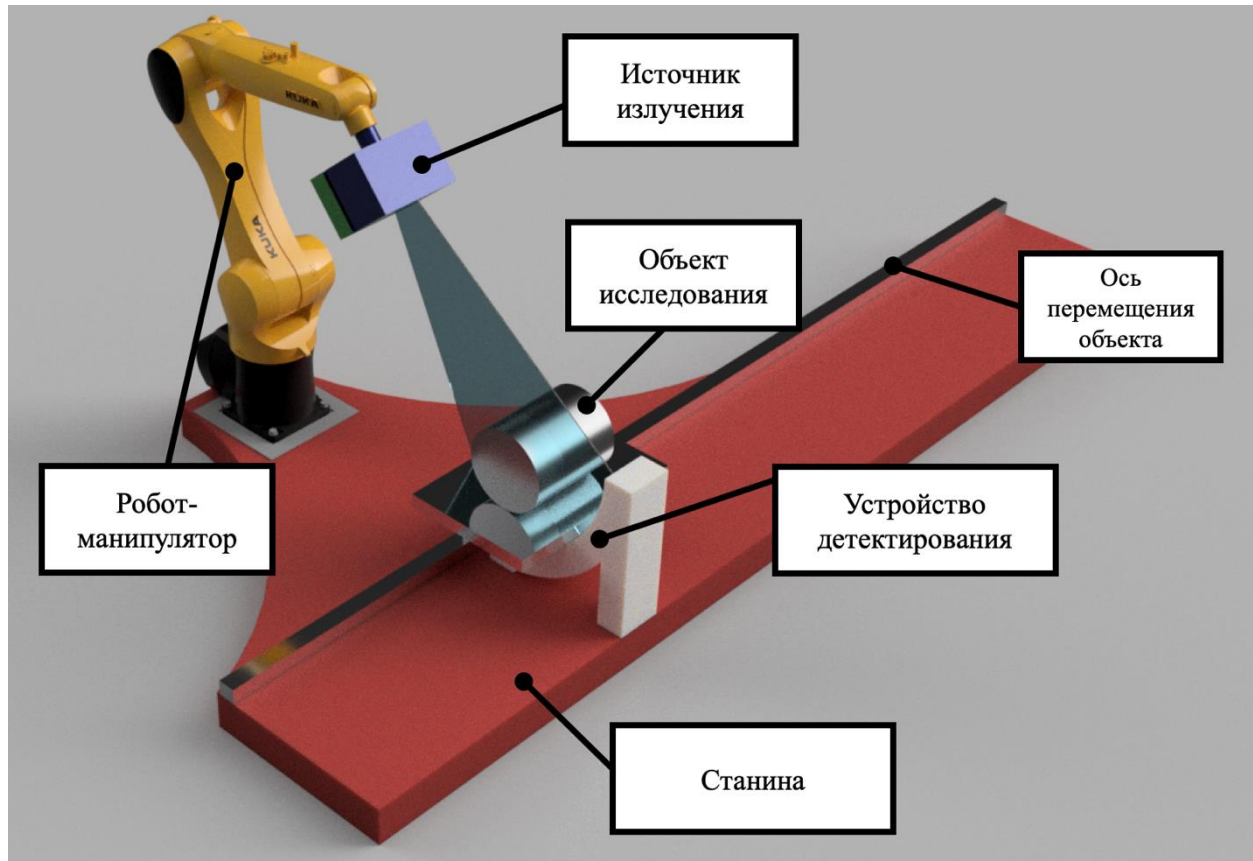


Рис. 62 – Концепт рентгеновской установки, реализующей технологию томографического сканирования без вращения образца

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения исследовательской работы были получены следующие основные результаты:

- разработаны инструменты компьютерного моделирования процесса томографического сканирования для параллельной и веерообразной формы пучка рентгеновского излучения, а также реализованы алгоритмы реконструкции на основе метода фильтрованных обратных проекций;
- разработан метод томографического сканирования с пошаговым сдвигом, которая частично решает проблему сканирования крупногабаритных протяжённых объектов, а также является альтернативным методом решения проблемы сканирования объектов детекторами малого размера и перспективным способом снижения дозы облучения при томографическом исследовании; алгоритм фильтрованных обратных проекций адаптирован для данной схемы сбора проекционных данных;
- разработана технология томографического сканирования без вращения объекта исследования с изменением расстояния источник-детектор, которая является оптимальным способом сбора проекционных данных, решающим основные проблемы сканирования крупногабаритных протяжённых объектов; разработанное и реализованное программное обеспечение адаптировано для данной технологии томографического сканирования, что позволяет осуществлять реконструкцию исследуемого сечения;
- предложен концепт рентгеновской томографической установки, реализующей разработанную схему сбора проекционных данных.

В настоящее время методы трёхмерной рентгеновской томографии являются одной из наиболее прогрессивных областей знаний. Интенсивное развитие науки и техники позволяет разрабатывать и применять новые подходы осуществления трёхмерного рентгеновского анализа. Прделанная исследовательская работа станет фундаментальной основой для будущих научных изысканий её автора.

По теме диссертации опубликовано 14 работ, из которых 2 статьи в изданиях, включённых в список ВАК, 5 статей в журналах, индексируемых базами Web of Science и Scopus, а также 7 тезисов докладов на международных конференциях.

В свою очередь автор диссертационной работы выражает благодарность научному руководителю доктору физико-математических наук, профессору Крючкову Ю.Ю. за оказанные помощь и поддержку в ходе выполнения исследования. Также автор благодарит Международную научно-образовательную лабораторию неразрушающего контроля (ИШНКБ ТПУ) в лице её руководителя кандидата технических наук Седнева Д.А. и Отделение экспериментальной физики (ИЯТШ ТПУ) в лице его руководителя доктора технических наук Лидера А.М., на базе которых выполнялась работа.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Lei Li, Xiaoqi Xi, Yu Han, Bin Yan, Xiang Zhang, Lin Deng, Siyu Chen, Zhao Jin, Zengguang Li, "Design and implementation of a multi-functional x-ray computed tomography system", Proc. SPIE 9672, AOPC 2015: Advanced Display Technology; and Micro/Nano Optical Imaging Technologies and Applications, 967215 (15 October 2015); doi: 10.1117/12.2202998; <http://dx.doi.org/10.1117/12.2202998>
2. Michael Krumm, Christoph Sauerwein, Volker Hammerle, Stephan Heile, Tobias Shon, Alexander Jung, Manfred Sindel, «Rapid Robotic X-ray Computed Tomography of Large Assemblies in Automotive Production», 8th Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria (iCT 2018)
3. Andreas Fischer, Tobias Lasser, Michael Schrapp, Jürgen Stephan & Peter B. Noël "Object Specific Trajectory Optimization for Industrial X-ray Computed Tomography, Scientific Reports volume 6, Article number: 19135 (2016) doi:10.1038/srep19135
4. A.C. Kak and Malcolm Slaney, Principles of Computerized Tomographic Imaging, Society of Industrial and Applied Mathematics, 2001
5. Toft, P.A., & Sørensen, J.A. (1996). The Radon Transform Theory and Implementation. Kgs. Lyngby, Denmark: Technical University of Denmark (DTU)
6. М.И. Агафонов, О.И. Шарова, Малоракурсная томография: радиоастрономический подход к двумерной и трехмерной реконструкции, Альманах клинической медицины, 2008
7. А.Н. Ozdiev, А.В. Kwame, D.A. Sednev, Optimized filtered backprojection reconstruction algorithm for step-shift scanning of the sample, Research in Nondestructive Evaluation, 2018
8. Fuchs T., Schon T., Hanke R., A Translation-based Data Acquisition Scheme for Industrial Computed Tomography, ECNDT, 2010
9. Е.Н. Симонов, М.В. Аврамов. К вопросу разработки методов реконструкции изображений в рентгеновской компьютерной томографии с конусным пучком излучения, Вестник Южно-Уральского государственного университета, Серия: Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника, 2015

10. В.А. Календер, «Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования», Техносфера, 2006
11. Hounsfield G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system // *British Journal of Radiology*. – 1973. – № 46. – P. 1016–1022.
12. Hsieh, Jiang. "Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances." Bellingham, WA: SPIE, 2009.
13. А.Х. Оздиев, Решение проблемы томографического сканирования объектов детекторами малого размера [Электронный ресурс] = Solution to the problem of tomographic scanning of objects by small area X-Ray detectors / А. Х. Оздиев; науч. рук. Ю. Ю. Крючков // Перспективы развития фундаментальных наук : сборник научных трудов XIV Международной конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, г. Томск, 25-28 апреля 2017 г.в 7 т. / Национальный исследовательский Томский политехнический университет (ТПУ) ; под ред. И. А. Курзиной, Г. А. Вороновой. — 2017. — Т. 1 : Физика. — [С. 255-257]
14. Симонов Е.Н., Аврамов М.В., Аврамов Д.В., Анализ трехмерных алгоритмов реконструкции в рентгеновской компьютерной томографии, Вестник южно-уральского государственного университета. серия: компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника, том 17, номер 2, 24-32, 2017
15. Larry A. Shepp, Benjamin F. Logan (June 1974). "The Fourier Reconstruction of a Head Section". *IEEE Transactions on Nuclear Science*. NS-21 (3): 21–43
16. Грузман И.С., Киричук В.С., Косых В.П., Перетягин Г.И., Спктор А.А. Цифровая обработка изображений в информационных системах. – Новосибирск, издательство НГТУ, 2002, – в 316 с.
17. Troickij I.N., *Statistical tomography theory*, *Radio and Communications*, 240 (1989)
18. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, *Digital Image Processing*, third ed., Pearson, 2007
19. Gabor T. Herman, *Fundamentals of Computerized Tomography: Image Reconstruction from Projections*, Springer Publishing Company, New York, 2009
20. NRecon User manual, Brucker microCT, July, 2016

21. Ласьков В.А., Симонов Е.Н. Методы фильтрации изображений в рентгеновской компьютерной томографии, Вестник Южно-Уральского Государственного Университета. серия: Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника, 2014, том 14, № 3, 29-33 с
22. 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
23. Herman Gabor T. Fundamentals of Computerized Tomography: Image Reconstruction from Projections. — Springer Publishing Company, New York, 2009. — 135 p.
24. 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.
25. Лавров С.А., Симонов Е.Н. Влияние «перепаковки» проекций пучка излучения из веерной геометрии в параллельную на качество томографических изображений. — ВАНТ, сер. Математическое моделирование физических процессов, 2009, вып. 4, с. 78—43.
26. 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, 1 May 2017, Pages 387-392
27. 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
28. 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
29. 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.

30. 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
31. Оздиев А.Х., Крючков Ю.Ю., Решение проблемы томографического сканирования объектов детекторами малого размера, Перспективы развития фундаментальных наук: сборник научных трудов XIV Международной конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, г. Томск, 25-28 апреля 2017 г. в 7 т. / Национальный исследовательский Томский политехнический университет (ТПУ) ; под ред. И. А. Курзиной, Г. А. Вороновой. — 2017. — Т. 1 : Физика. — [С. 255-257]
32. 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.
33. Ozdiev A.H., "X-Ray Tomography Simulation Based on Direct Radon Transform ", *Key Engineering Materials*, Vol. 743, pp. 445-448, 2017
34. 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
35. Martin Müller and Gonzalo R. Arce, "Truncation artifacts in tomographic reconstructions from projections," *Appl. Opt.* 35, 3902-3914, 1996
36. Fuchs T., Schon T., Hanke R., "A Translation-based Data Acquisition Scheme for Industrial Computed Tomography," *ECNDT*, 2010.

Приложение А

Библиотека функций Python для работы с рентгеновской томографией

```

import os
import glob
import scipy
import numpy as np
import tiffiffile 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 normalize 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(ifft(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

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 divergence,
    considering distance from source to rotation axis and detector
    pixel size.

    Parameters:
    image : array_like
        Input image

```



```

        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 divergence 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_porjections, 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_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/(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
    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, 'fhalf' -
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((outpuSize, outpuSize)) # memory
allocation
[xaxis, yaxis] = np.mgrid[0:outpuSize, 0:outpuSize] # the mesh
xpr = np.rot90(xaxis - outpuSize / 2.0) # horizontal coordinates
ypr = np.rot90(yaxis - outpuSize / 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, outputSize, 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
outputSize : 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(180/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(outputSize) - outputSize/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:outputSize, 0:outputSize] # the mesh
xpr = np.rot90(xaxis - outputSize / 2.) # horizontal coordinates
ypr = np.rot90(yaxis - outputSize / 2.) # vertical coordinates
reconstructed = np.zeros((outputSize, outputSize))
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
```

Приложение Б

Скрипт на Python для моделирования и реконструкции при геометрии сканирования без вращения образца с изменением расстояние источник-детектор

```

"""
Импорт библиотек
"""
import time
import scipy
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.interpolate import griddata
from skimage.transform import rescale
from skimage.io import imread
from skimage import data_dir
from .fan_ct_tools import radon, pixelbp, filt, rot3d, hitting,
extract, invradon
from .file_handler import progress_bar
from .preprocess import linecoordin, nopobt, cartesianRot, dpl,
sinoPad
from .correction import correction, rotation, rotat
from collections import defaultdict
from skimage.filters import roberts, sobel, scharr, prewitt
from skimage.transform import iradon_sart

startTime = time.clock()

"""
Установка параметров
"""
savePath = 'C:/Users/ctMachine/Desktop/ct_testing/04_pentaDirection/step500/'
inputPath = 'C:/Users/ctMachine/Desktop/ct_testing/phantom/'

image = imread(inputPath + "phantomHead_0.tif", as_grey=True)
phantom = rescale(image, scale=1)
radialRange = np.arange(0, 4000, 500.)
detectorWidth = np.arange(1, 1025)
fomSize = 400
pixelSize = 0.5

def zoom(radialRange, detectorWidth, phantom):
    """
    Функция для томографического сканирования объекта без вращения
    с изменением расстояния источник-декектор
    """
    print '\n'
    zoomogram = np.zeros((len(detectorWidth), len(radialRange)))
    for number, xs in enumerate(radialRange):

```

```

theta = np.arctan(detectorWidth/(xs + phantom.shape[1]))
distances = np.arange(phantom.shape[1] + xs)[-phantom.shape[1]:]
height = np.zeros((len(theta), len(distances)))
for (i, angle) in enumerate(theta):
    for (j, distance) in enumerate(distances):
        height[i, j] = distance * np.tan(angle)
temp = np.zeros(height.shape)
xaxis = np.arange(phantom.shape[0])
for column in range(phantom.shape[1]):
    projected = griddata(xaxis, phantom[:, column], height[:, column], method='linear', fill_value=0, rescale=False)
    temp[:, column] = projected
zoomogram[:, number] = np.sum(temp, axis=1)
progress_bar((number+1)*100/(len(radialRange)), 'SYNTHESIS')

return zoomogram

def zoomRec(zoomogram, radialRange, pixelSize, detectorWidth, fomSize):
    """
    Функция реконструкции данных, полученных на геометрии сканирования
    без вращения образца
    """
    print '\n'
    reconstructed = np.zeros((1024, fomSize))
    for number, xs in enumerate(radialRange):

        distance = fomSize + xs
        [xaxis, yaxis] = np.mgrid[0:fomSize, 0:zoomogram.shape[0]] #
the mesh
        xpr = np.rot90(xaxis) # horizontal coordinates
        ypr = np.rot90(yaxis - zoomogram.shape[0]) # vertical
coordinates
        sourceToPixel = np.sqrt((0 - ypr)**2 + (xpr + xs)**2)
        alfa = np.arcsin(abs(ypr)/sourceToPixel)
        sample = distance * np.tan(alfa)
        xaxis = np.arange(fomSize)
        backprojected = griddata(xaxis, zoomogram[:, number], sample,
method='nearest', fill_value=0, rescale=False)
        reconstructed += backprojected
        progress_bar((number+1)*100/(len(radialRange)), 'RECON')

    return reconstructed[:400, :]

total = np.zeros((400, 400))
totalIm = np.empty_like(total)
angleArray = np.arange(0, 108, 18)
rolDist = 400
phantom = np.pad(phantom, ((0, 2*phantom.shape[0]), (0, 0)),
mode='constant')
box = []

```

```

"""
Основной код, моделирование сканирования и реконструкция
"""
for q in range(2):
    print q+1
    for k in range(400/rolDist):
        phantom = np.roll(phantom, rolDist, axis=0)
        temp = phantom[400:800, :]
        for i in range(len(angleArray)):

            sample = scipy.ndimage.interpolation.rotate(temp,
angleArray[i], reshape=False, mode='constant')
            zoomogram = zoom(radialRange, detectorWidth, sample)
            image = zoomRec(filt(zoomogram), radialRange, pixelSize,
detectorWidth, fomSize)
            total += scipy.ndimage.interpolation.rotate(image, -
angleArray[i], reshape=False, mode='constant')
            box.append(total)
            total = np.zeros((400, 400))
        phantom = np.flipud(phantom)
        phantom = np.roll(phantom, -rolDist, axis=0)

"""
Сохранение данных
"""
final = box[0] + np.flipud(box[1])
plt.imsave(savePath + 'total_1.tif', box[0], cmap='gray')
plt.imsave(savePath + 'total_2.tif', box[1], cmap='gray')
plt.imsave(savePath + 'total_sum.tif', final, cmap='gray')

"""
Подсчет времени выполнения
"""
FINISH_TIME = time.clock()
TET = FINISH_TIME - startTime

MINUTES = int(TET / 60)
SECONDS = int(TET % 60)

print '\n'
print 'Total elapsed time: ' + str(MINUTES) + ' min ' + str(SECONDS)
+ ' sec'

```