

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

На правах рукописи

БАТРАНИН АНДРЕЙ ВИКТОРОВИЧ

**МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КОНТРОЛЯ ОСНОВНЫХ ПАРАМЕТРОВ
И ХАРАКТЕРИСТИК РЕНТГЕНОВСКИХ ТОМОГРАФОВ
ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ**

Специальность 05.11.13 – «Приборы и методы контроля природной среды, ве-
ществ, материалов и изделий»

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание учёной степени
кандидата технических наук

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

ТОМСК – 2016

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
ГЛАВА 1. Современные исследовательские рентгеновские томографические установки	13
1.1. Принципы классификация исследовательских томографических установок.....	13
1.2. Геометрические схемы сканирования в исследовательских томографических установках.....	14
1.3. Источники рентгеновского излучения в исследовательских томографических установках.....	18
1.3.1. Рентгеновские аппараты.....	18
1.3.2. Синхротронное излучение	24
1.4. Детектирующие системы в исследовательских томографических установках.....	26
1.4.1. Детекторы прямого преобразования	26
1.4.2. Детекторы непрямого преобразования	27
1.4.3. Формирование и считывание сигналов в детекторах.....	29
1.4.3.2. CCD-технология.....	30
1.4.3.2. TFT-технология	31
1.4.3.3. CMOS-технология.....	33
1.4.4. Выбор детектирующих систем для томографических установок.....	35
1.5. Отечественные разработки исследовательских томографических установок.....	37
1.6. Выводы по главе 1.....	38
ГЛАВА 2. Конструкция исследовательского томографа высокого разрешения TOLMI-150-10.....	39
2.1. Источник излучения.....	39
2.2. Детектор излучения.....	41
2.3. Система позиционирования объекта исследования.....	43
2.4. Конструкция томографа.....	46

2.5. Требования к программе управления томографом.....	50
2.5.1. Основная функция программы управления	50
2.5.2. Вспомогательные функции отдельных устройств томографа	50
2.5.2.1. Рентгеновский аппарат	50
2.5.2.2. Манипуляторы.....	51
2.5.2.3. Детектор	51
2.6. Интерфейс программы управления.....	52
2.6.1. Сквозные элементы программы	52
2.6.1. Сбор данных (сканирование)	53
2.6.2. Управление рентгеновским аппаратом.....	53
2.6.3. Управление манипуляторами	54
2.6.4. Управление детектором.....	55
2.7. Выбор параметров сканирования	56
2.7.1. Размер вокселя.....	57
2.7.2. Шаг сканирования.....	59
2.7.3. Выбор энергии излучения	62
2.7.3.1. Влияние ускоряющего напряжения на тормозной спектр.....	64
2.7.3.2. Влияние дополнительной фильтрации на тормозной спектр.....	65
2.7.4. Выбор параметров детектора.....	67
2.8. Выводы по главе 2.....	75
ГЛАВА 3. Погрешности измерений в исследовательской томографии	77
3.1. Классификация ошибок измерений в процессе томографии.....	77
3.2. Размер фокального пятна.....	79
3.3. Дрейф фокального пятна	84
3.4. Определение базового пространственного разрешения детектора.....	88
3.5. Нерезкость теневых проекций при различных увеличениях.....	91
3.6. Функция передачи модуляции	93
3.7. Выводы по главе	101
ГЛАВА 4. Практическое применение томографа TOLMI-150-10.....	103
4.1. Исследование каменных углей	103

4.1.1. Исследование пористой структуры углей и фрактальная размерность «облаков» пор	103
4.1.2. Исследование структуры углей, не склонных к самовозгоранию, и углей с низкой пылеобразующей способностью	107
4.1.3. Предварительные выводы по исследованию каменных углей.....	108
4.2. Сравнение результатов томографии, полученных на TOLMI-150-10 и GE Phoenix v tome x s	109
4.3. Определение толщины покрытий с помощью TOLMI-150-10	112
4.3.1. Объект и метод исследования.....	113
4.3.2. Метрологическая проверка метода	117
4.4. Исследование древесины.....	120
4.4.1. Научные дисциплины, изучающие древесину	121
4.4.2. Томография различных пород древесины	122
4.4.3. Влияние влажности древесины на распределение плотности	123
4.4.4. Влияние ультрафиолетового излучения на рост вечнозеленых...	125
4.5. Выводы по главе	126
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	128
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	130
ПРИЛОЖЕНИЕ 1	143
ПРИЛОЖЕНИЕ 2	144
ПРИЛОЖЕНИЕ 3	145
ПРИЛОЖЕНИЕ 4	146
ПРИЛОЖЕНИЕ 5	147
ПРИЛОЖЕНИЕ 6	148

ВВЕДЕНИЕ

Рентгеновская трансмиссионная томография, более известная как компьютерная томография (КТ), прочно заняла одно из ведущих мест среди методов неразрушающего контроля не только в сфере медицины и биологии, но и в области естественных и технических наук. Развитие компьютерной томографии связано как с прогрессом вычислительной, так и рентгеновской техники.

К настоящему времени сложилось отдельное направление исследовательской томографии, которая отличается от традиционной клинической КТ по ряду ключевых моментов, хотя оба метода используют те же принципы получения информации об объекте исследования. Во-первых, исследовательская томография, как правило, не предназначена для медицинских применений, поэтому дозовые нагрузки чаще всего не ограничиваются. Во-вторых, конструкция исследовательских и медицинских рентгеновских томографов существенно отличаются. В-третьих, достигаемое пространственное разрешение в сотни раз может превышать значения, характерные для медицинских установок. Благодаря этому факту исследовательская томография часто определяется как «микротомография», «микрокомпьютерная томография» или «томография высокого разрешения».

Актуальность проблемы

Первые работы по созданию томографических установок высокого разрешения датируются серединой 80-х годов XX века. Здесь можно упомянуть вклад таких исследователей как В.Р. Flannery, А.У. Sasov, L.A. Feldkamp, J.H. Kinney [1-4]. Среди отечественных исследователей, сделавших существенный вклад в развитие рентгеновского томографического метода в последние годы, следует отметить Э.И. Вайнберга, В.Л. Венгриновича, В.Е. Асадчикова, Б.И. Капанова, В.П. Карих, В.И. Сырямкина, И.Г. Казанцева, С.А. Терещенко, О.В. Филонина, В.Я. Маклашевского [5-13].

Предпосылкой микротомографии стало создание цифровых детекторов с малым размером детектирующего элемента – пикселя, а также прогресс в области рентгеновской оптики, синхротронного излучения и рентгеновских аппаратов с малым размером фокального пятна.

Другой предпосылкой явилось развитие вычислительной техники. Сам термин «компьютерная томография», в русскоязычной технической литературе также известный как «рентгеновская вычислительная томография», предполагает ключевую роль вычислительной техники в процессе получения томографических результатов. В настоящее время объем данных одного томографического сканирования измеряется гигабайтами. Для оперирования такими объемами данных требуются вычислительные мощности на уровне гигафлопс и выше. Если сейчас такую мощность имеет обычный персональный компьютер, то 30 лет назад только отдельные суперкомпьютеры могли продемонстрировать подобную производительность.

Рынок томографических установок высокого разрешения активно развивается. Крупные производители измерительного и аналитического оборудования, такие как Carl Zeiss, General Electric, Bruker, Nikon Metrology, а также ряд небольших компаний предлагают готовые исследовательские томографы. Помимо этого, в крупных научных центрах создаются лабораторные установки, отвечающие специфическим задачам исследователей. Большая часть созданных томографов комплектуется компонентами различных производителей, специализирующихся на разработке источников, детекторов, механических манипуляторов. Отечественные разработки, в целом, следуют этой тенденции, хотя число производимых установок в России заметно уступает зарубежным лидерам.

Большинство исследовательских томографов имеют значительные габариты: от 2 м³ и массой свыше 1000 кг. Фактически на сегодняшний день, только компания Bruker micro-CT предлагает настольные установки [14]. Самый компактный томографический сканер Skyscan 1174 является и самым недорогим, однако его производительность сильно ограничена в сравнении с остальными, более дорогими устройствами. Ускоряющее напряжение аппарата составляет

50 кВ, что не позволяет исследовать плотные материалы, например, из стали. Размеры исследуемых объектов не могут превышать 3 см в диаметре.

Сканер с аналогичными массогабаритными характеристиками, но оснащенный более высокоэнергетичным источником излучения позволил бы исследовать более крупные образцы и мог бы стать востребованным у потенциальных потребителей.

Информация, посвященная разработке томографических систем высокого разрешения, в открытом доступе отсутствует. Производители оборудования не разглашают эту информацию по вполне очевидным причинам. Научная литература, в подавляющем большинстве, посвящена вопросам применения микротомографии для исследования различных объектов. Вопросы разработки чаще всего остаются за рамками публикуемых результатов. Таким образом, создание, настройка и исследование параметров микротомографических систем является актуальной научной задачей.

Цель и задачи

В Томском политехническом университете под руководством профессора Капранова Б.И. был разработан и создан переносной рентгеновский томограф высокого разрешения. Необходимой частью работы является оценка основных параметров разрабатываемой установки. **Цель исследования** состоит в измерении характеристик рентгеновского томографа и проверка его пригодности для исследования разнообразных изделий, материалов и природных объектов. Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие **задачи**:

1. провести анализ существующих томографических установок;
2. обосновать выбор основных составляющих узлов для разрабатываемого томографа;
3. создать алгоритмы и программу, управляющую работой томографа;
4. разработать методику настройки и тестирования томографа;
5. теоретически и экспериментально оценить основные параметры томографа;

6. экспериментально подтвердить применимость установки для решения научных и практических задач.

Обоснование структуры работы

Структура диссертации соответствует порядку решения поставленных задач.

В первой главе проведен анализ существующих исследовательских томографических систем с точки зрения конструктивных особенностей, применяемых компонентов и производительности. Приводится классификация исследовательских томографов, формируются критерии выбора компонентов и конструктивного принципа для разрабатываемой установки.

Во второй главе приводятся характеристики использованных компонентов, описывается конструкция и порядок работы установки. Разработана методика выбора параметров томографического сканирования в зависимости от объекта исследования. Экспериментально исследуется работа детектирующей системы. Описаны программы управления томографом.

В третьей главе проведен анализ погрешностей томографических измерений, приведены экспериментальные данные по оценке погрешностей разработанного томографа. Оценены основные параметры разрабатываемой установки.

В четвертой главе демонстрируется работа созданного томографа на примере решения научных и практических задач.

Научная новизна работы:

1. Разработана методика и специализированное программное обеспечение для выбора параметров томографического сканирования при использовании установок с конической геометрией пучка.
2. Экспериментально оценено влияние основных факторов: размера, формы и дрейфа фокального пятна источника, пространственного разрешения детектора и фильтрации в процессе реконструкции на качество томографических изоб-

ражений и функцию передачи модуляции исследовательских томографов с конической геометрией пучка.

3. Разработан томографический метод определения толщины покрытий и проведена его метрологическая проверка для тех случаев, когда плотность покрытия превышает плотность основного материала.

Практическая ценность работы

Разработана методика выбора режимов томографического сканирования, основанная на физических закономерностях взаимодействия излучения с веществом, геометрической оптике и специфике работы цифровых рентгеновских детекторов.

Разработана методика выявления и оценки источников ошибок и их влияния на конечное значение функции передачи модуляции томографической системы.

Проведена оценка характеристик рентгеновского томографа, предназначенного для контроля и исследования разнообразных изделий, материалов и природных объектов с пространственным разрешением от 100 мкм и меньше, при максимальном ускоряющем напряжении до 150 кВ.

Экспериментально продемонстрирована возможность томографических исследований природных объектов на примере древесины и каменных углей, а также промышленных изделий и конструкционных материалов на примере углерод-углеродных композитов и карбидокремниевых покрытий. Результаты исследований соответствуют результатам, полученным на аналогичных томографических установках.

На публичную защиту выносятся следующие **положения**:

1. Методика выбора параметров томографического сканирования.
2. Методика оценки основных параметров и характеристик рентгеновских томографов высокого разрешения с конической геометрией пучка.
3. Томографический метод определения толщины покрытий.

4. Применение томографического метода для исследования внутренней структуры каменных углей.
5. Применение томографического метода для определения относительной плотности и размеров годичных колец древесины.

Достоверность полученных результатов

Достоверность и обоснованность результатов работы обеспечивается систематическим характером исследования, применением проверенных методик измерения, воспроизводимостью полученных результатов, использованием сертифицированного программного обеспечения.

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

Публикации и апробация работы

Результаты диссертационной работы докладывались на следующих международных и всероссийских конференциях:

1. Международный симпозиум «Атмосферная радиация и динамика» (МСАРД - 2015), Санкт-Петербург, 2015;
2. 9th International Topical Meeting on Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications (IRRMA 9), Valencia, 2014;
3. 5th Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria, 2014;
4. Международная дендрохронологическая конференция «РусДендро-2014», Иссык-Куль, Киргизия, 2014;
5. VI Международная научно-практическая конференция «Физико-технические проблемы атомной энергетики и промышленности», Томск, 2014;

6. 8-я Международная конференция и школа молодых ученых по измерениям, моделированию и информационным системам для изучения окружающей среды (ENVIROMIS-2014), Томск, 2014;
7. XX международная научно-практическая конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Современные техника и технологии», Томск, 2014;
8. XX Всероссийская научно-техническая конференция по неразрушающему контролю и технической диагностике, Москва, 2014;
9. X International Symposium Radiation from Relativistic Electrons in Periodic Structures (RREPS-13), Erevan, Armenia, 2013;
10. II Международная конференция школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее», Томск, 2013;
11. II Всероссийская с международным участием научно-практическая конференция по инновациям в неразрушающем контроле (SibTest 2013), Томск, 2013;
12. IV Международная школа-конференция молодых атомщиков Сибири, Томск, 2013;
13. XXXXII Всероссийский симпозиум по механике и процессам управления, Миасс, 2012;
14. Первая всероссийская научная конференция «Практическая микротомография», Казань, 2012;
15. I Международная конференция школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее», Томск, 2012.

Результаты работы опубликованы в 26 печатных работах, из которых 4 статьи в изданиях, включенных в список ВАК, 3 статьи индексируются базой данных Scopus, а также 15 тезисов докладов на международных и всероссийских конференциях.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, 6 приложений и списка цитируемой литературы, содержащего 141 библиографическую ссылку. Общий объем диссертации составляет 148 страниц и включает 92 рисунка, 13 таблиц и 32 формулы.

Благодарности

Автор выражает благодарность коллегам: Капранову Б.И., Чахлову С.В., Осипову С.П., Темнику А.К., Удоду В.А. за помощь в работе над диссертацией. Коллегам Стучеброву С.Г., Ивашкову Д.В. за помощь в проведении экспериментов и публикации результатов, а также своим соавторам за работу над публикациями.

ГЛАВА 1. Современные исследовательские рентгеновские томографические установки

К настоящему моменту выполнено множество технических реализаций томографического метода. В данной главе проведена классификация исследовательских томографических установок, а также сравнение их ключевых параметров и анализ их производительности как систем визуализации. Несколько слов посвящено вопросу создания отечественных установок.

Под исследовательскими в данной работе понимаются установки универсального назначения, которые не используются напрямую в медицине, т.е. не предназначены для сканирования пациентов. Конструкция, классификация и производительность медицинских сканеров не является предметом рассмотрения данной работы.

1.1. Принципы классификация исследовательских томографических установок

Метод томографии обширен, поэтому следует ограничить область его рассмотрения. В дальнейшем речь пойдет о томографии, использующей рентгеновское, либо гамма-излучение как средство воздействия на объект исследования. Речь будет идти лишь о так называемой трансмиссионной томографии, когда регистрируется прошедшее через объект исследования и ослабленное в нем излучение. Объект исследования вращается, что обеспечивает получение картин ослабленного излучения со многих ракурсов. Таким образом, из рассмотрения исключаются комптоновская томография и ламинография.

Исходя из вышесказанных ограничений, укрупненная классификация исследовательских томографических систем может быть проведена по трем ключевым признакам:

- 1) Схема (геометрия) сканирования.
- 2) Источник рентгеновского излучения и его физические параметры.
- 3) Детектирующая система и ее физические параметры.

Далее рассмотрим современные томографические установки по приведенной классификации.

1.2. Геометрические схемы сканирования в исследовательских томографических установках

Существует несколько геометрических схем сканирования, которые применяются в исследовательских томографических установках. Выбор схемы обуславливается, с одной стороны, рентгеновским оборудованием, а с другой – кругом решаемых задач. На рис. 1.1 приведены возможные схемы сканирования в трансмиссионной томографии [15].

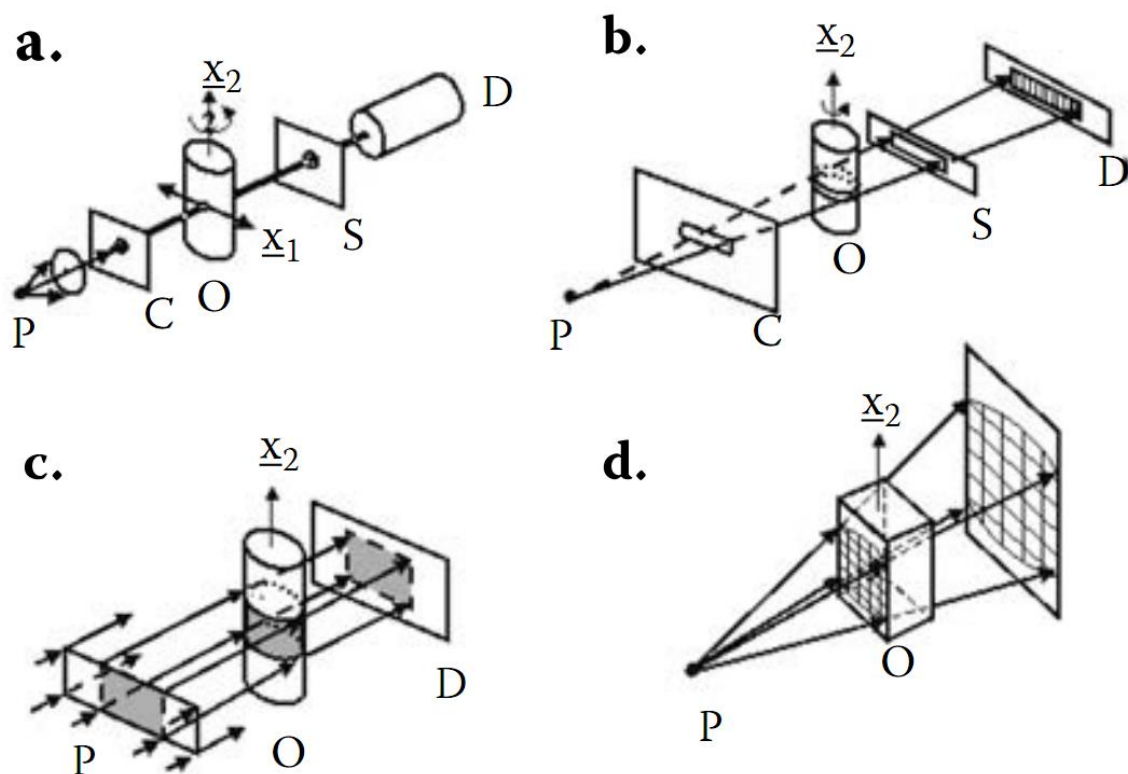


Рис.1.1. Основные типы геометрии сканирования: а) единичный луч; б) веерный пучок; в) параллельный пучок; г) конический пучок. Обозначения: Р - источник излучения, С – коллиматор, О – объект, S – вторичный коллиматор, D – детектор, $\underline{x}_1$ – поперечное перемещение, $\underline{x}_2$ – вращение

Исторически первой в опытах Хаунсфилда была применена схема сканирования единичным лучом [16]. Это так называемый «томограф первого поколения». В настоящее время такая схема сканирования практически не использу-

ется из-за низкой производительности. Хотя она позволяет получить наилучшее контрастное разрешение в сравнении с другими схемами сканирования при условии использования пинхольных коллиматоров и непосредственно регистрирующих детекторов, например, полупроводниковых. Данная схема позволяет исследовать структуру одного сечения за одно сканирование. Это так называемая плоская или 2D томография.

Схема сканирования веерным пучком обладает существенно большей производительностью в сравнении с первой. Здесь линейным детектором регистрируется излучение, прошедшее через все поперечное сечение образца. Необходимо только вращение объекта для получения плоской томограммы. За счет коллимирования пучка, а также за счет достаточной высоты элементов линейного детектора достигается хорошее соотношение «сигнал-шум», что увеличивает контрастное разрешение и повышает качество изображения. Веерная схема сканирования с регистрацией на линейный детектор в настоящее время используется достаточно часто, особенно для исследования крупных объектов: до 1 м и более в поперечном сечении [17–19]. Достоинство линейных детекторов – относительно невысокая стоимость в сравнении с матричными детекторами и, как было отмечено, хорошее качество изображений. Недостаток данной схемы – низкая производительность при проведении объемной (3D) томографии.

Схема параллельного пучка, в отличие от других схем сканирования, не использует точечный источник излучения. Регистрация может проводиться как на линейный детектор, так и на матричный. Данная схема отличается производительностью, позволяя делать объемную томографию за один поворот объекта при использовании матричного детектора. Однако получение параллельного пучка технически затруднено. На практике такая схема применяется с использованием синхротронного излучения, следовательно, томографическая установка привязана к большим ускорителям. Еще одно ограничение данной схемы связано с невозможностью использования проекционного увеличения, поэтому максимальное пространственное разрешение ограничивается физическим раз-

мером детектирующих элементов. Контрастное разрешение в данном случае достаточно высокое, хотя регистрация на матричный детектор может вызывать размытие проекционного изображения из-за влияния рассеянного излучения.

Схема сканирования коническим пучком с регистрацией на матричный детектор лучше всего подходит для объемной томографии, если используется точечный источник излучения, например, рентгеновский аппарат. С развитием рентгеновской техники данная схема сканирования стала наиболее популярной в области исследовательской и промышленной томографии. В настоящее время практически все коммерческие томографические установки используют данную схему сканирования. Она обеспечивает высокую производительность в получении объемной томографии, позволяет варьировать размеры исследуемых образцов и получаемое пространственное разрешение. Однако контрастное разрешение минимально в сравнении с другими схемами, и при увеличении угла расхождения пучка начинают появляться характерные артефакты (рис. 1.2) [15].

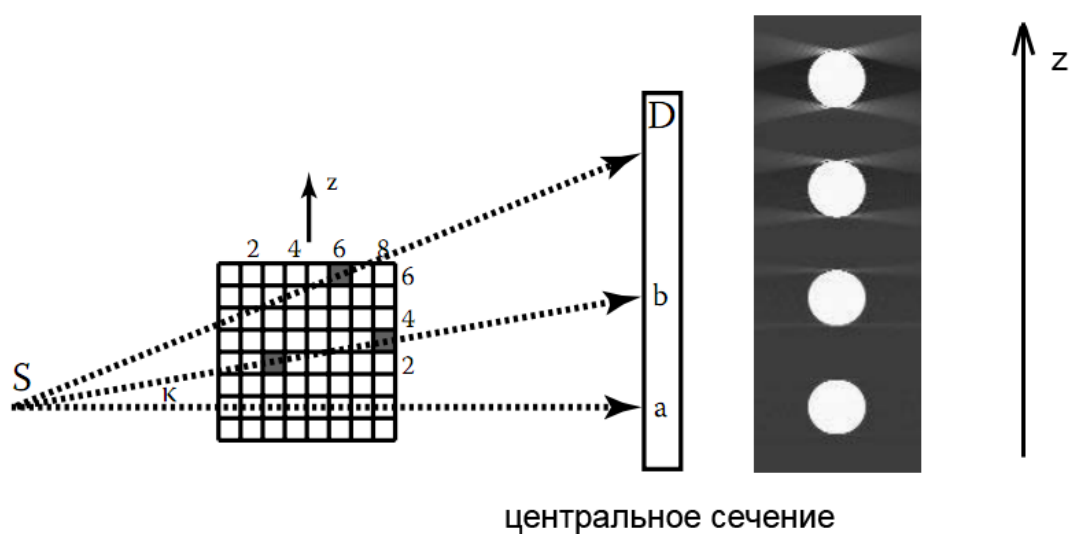


Рис.1.2. Артефакт конической геометрии

Помимо описанных четырех схем на практике применяются и другие схемы сканирования. В частности, метод спиральной томографии, изначально разработанный для клинической КТ, был реализован в некоторых исследовательских микротомографах [20, 21]. Данная схема есть усовершенствованный вариант сканирования коническим пучком, которая отличается тем, что объект

при вращении совершает поступательное движение вдоль вертикальной оси (рис. 1.3). Тем самым устраняются артефакты, присущие схеме сканирования коническим пучком.

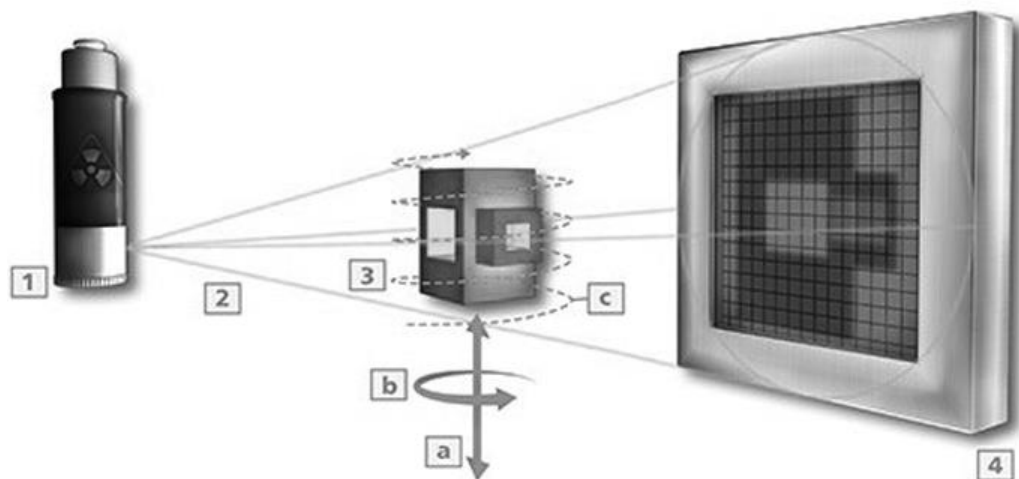


Рис.1.3. Спиральная схема сканирования: 1) источник, 2) конический пучок, 3) объект, 4) матричный детектор; а) продольное перемещение, б) вращение, с) спиральная линия

Также применяется модифицированная схема сканирования веерным пучком (томограф «второго поколения»), при которой детектор совершает поочередно поступательное движение перпендикулярно пучку и вращение объекта. Данная схема часто используется для сканирования крупных объектов. Это позволяет уменьшить линейный размер детектора, тем самым, снизив стоимость томографической установки.

В заключение приведена таблица сравнения рассмотренных схем сканирования (табл. 1.1). Это сравнение не претендует на точность, а служит лишь для иллюстрации. Следует отметить, что помимо применяемой схемы сканирования на качество изображения и производительность установок влияют многие факторы: источники и детекторы излучения, точность механических манипуляторов и совершенство математического аппарата томографической реконструкции.

Таблица 1.1 Сравнение различных схем сканирования

Схема сканирования	Производительность	Качество изображения
Единичный луч	+	++++
Веерный пучок	++	+++
Параллельный пучок	++++	++
Конический пучок	++++	+
Спиральная схема	+++	++

1.3. Источники рентгеновского излучения в исследовательских томографических установках

В современных томографических установках чаще всего используются рентгеновские аппараты различных типов, конструкции которых будут рассмотрены ниже. На большинстве существующих синхротронных ускорителей зачастую сооружаются томографические системы, использующие синхротронное излучение в рентгеновском диапазоне. В последнее время все чаще используются высокоэнергетические источники тормозного рентгеновского излучения: линейные ускорители и бетатроны.

1.3.1. Рентгеновские аппараты

Важнейшим элементом рентгеновского аппарата является рентгеновская трубка. Конструктивный принцип рентгеновской трубки остался практически неизменным со времен опытов Вильгельма Рентгена. Это вакуумный прибор с катодом, эмитирующим электроны и анод-мишень, который служит источником тормозного рентгеновского излучения. Электроны ускоряются благодаря разности потенциалов между анодом и катодом. Источником электрической энергии служит, как правило, высоковольтный генератор. Все многообразие существующих рентгеновских аппаратов являет собой ряд технических решений для улучшения эксплуатационных характеристик этих устройств.

Основные характеристики трубок, значимые для томографии:

- 1) Максимальное ускоряющее напряжение и диапазон регулирования напряжения. Чем выше максимальное напряжение и шире диапазон регулирования, тем шире область применения прибора.
- 2) Сила тока анода. Значение имеет не эмиссионный ток катода, а фактическое значение тока на аноде-мишени. Чем выше значение тока анода, тем выше доза рентгеновского излучения.
- 3) Размер фокального пятна. Электронный пучок фокусируется магнитным полем, затем бомбардирует мишень. Малое фокальное пятно дает более резкое изображение на детекторе. Однако уменьшить фокальное пятно можно до определенного предела из-за интенсивного разогрева мишени. Обычно ограничивают ток анода и применяют интенсивное охлаждение мишени.
- 4) Стабильность фокального пятна. В процессе разогрева мишени точка фокусировки меняет свое физическое положение – так называемый дрейф фокального пятна. Значительные смещения от первоначальной позиции приводят к сильной потере резкости томографических изображений.
- 5) Расстояние от фокального пятна на мишени до выходного окна трубки. Чем меньше это расстояние, тем более эффективно можно использовать проекционное увеличение, повышая пространственное разрешение томографической установки.

Конструкции рентгеновских аппаратов довольно разнообразны. Их конструктивное исполнение определяется кругом решаемых задач [22]. Для томографии применяются несколько типов устройств, которые делятся на открытые (обслуживаемые) и закрытые (необслуживаемые). По виду мишени они подразделяются на трансмиссионные и отражающие. Комбинация этих двух параметров дает четыре основных типа рентгеновских аппаратов:

- 1) закрытые, с отражающей мишенью;
- 2) закрытые, с трансмиссионной мишенью;

- 3) открытые, с отражающей мишенью;
- 4) открытые, с трансмиссионной мишенью.

Аппараты закрытого типа не требуют замены элементов: нитей накала, мишеней, контактных пар и т.д. в процессе эксплуатации. Это облегчает работу с ними в составе томографических установок. С другой стороны, деградация основных характеристик неизбежна, поэтому через некоторое время аппарат подлежит полной замене.

Аппараты открытого типа, напротив, требуют периодической замены расходных узлов, что влечет также и дополнительные затраты в процессе эксплуатации. Однако производители уверяют, что при надлежащем порядке обслуживания, аппараты имеют практически неограниченный ресурс.

Мишень отражающего типа исторически стала использоваться раньше. До сих пор большая часть рентгеновских трубок используют мишени такого типа. Трансмиссионные мишени стали использоваться относительно недавно, что было вызвано стремлением уменьшить размер фокального пятна. На данный момент наименьший размер фокального пятна получен на трубках трансмиссионного типа. Однако это влечет снижение тока анода из-за более интенсивного нагрева мишени. Кроме того, значительная часть тормозного излучения поглощается в самой мишени, что приводит в итоге к значительному снижению светимости рентгеновского излучения.

Несмотря на это, трансмиссионные трубки находят все более широкое применение. Одним из преимуществ трубок данного типа является минимальное расстояние от фокального пятна до выходного окна, что позволяет использовать большие проекционные увеличения. Отметим также, что угол расхождения излучения в трансмиссионных трубках может достигать до 160 градусов, в то время как расхождение в отражающих трубках обычно составляет 30-40 градусов. Пример конструкции открытых трубок с отражающей и трансмиссионной мишенью приведен на рис. 1.4 и 1.5, соответственно.

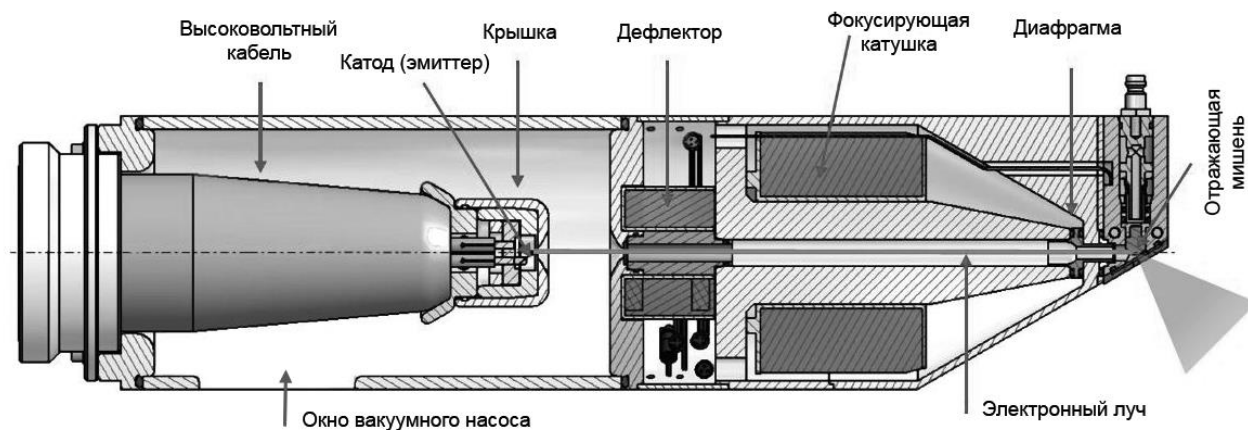


Рис.1.4. Схема рентгеновской трубки с отражающей мишенью открытого типа

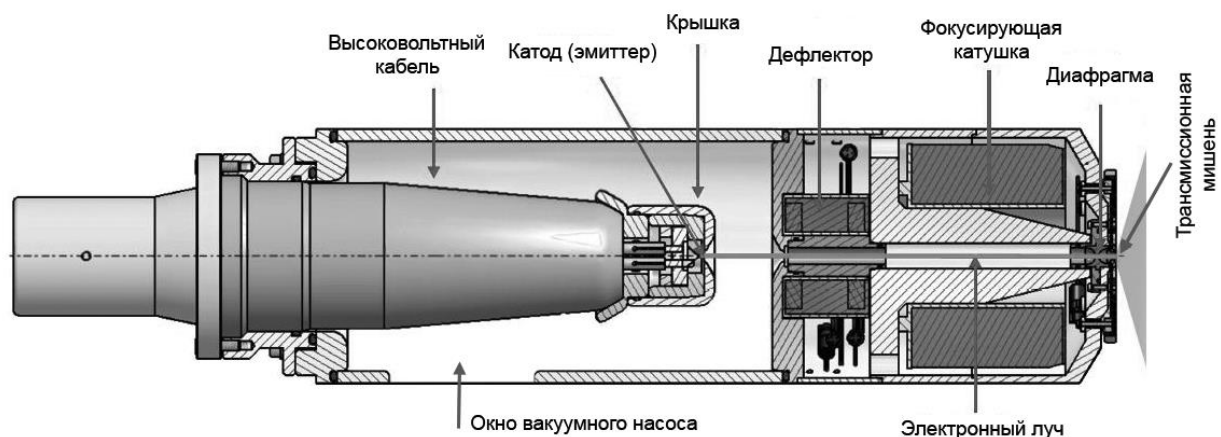


Рис.1.5. Схема рентгеновской трубки с трансмиссионной мишенью открытого типа

Аппараты с трубками открытого типа в силу конструктивных особенностей имеют значительные габариты в сравнении с трубками закрытого типа, поэтому в компактных, настольных томографических сканерах последним отдается предпочтение. Аппараты открытого типа снабжаются форвакуумным и высоковакуумным насосами, кроме того, большинство аппаратов данного типа оснащается отдельным источником высокого напряжения, что еще сильнее увеличивает габариты установок. На рис. 1.6 и 1.7 для иллюстрации приведены габариты открытого и закрытого аппаратов, имеющих сходные характеристики по мощности излучения [23, 24].

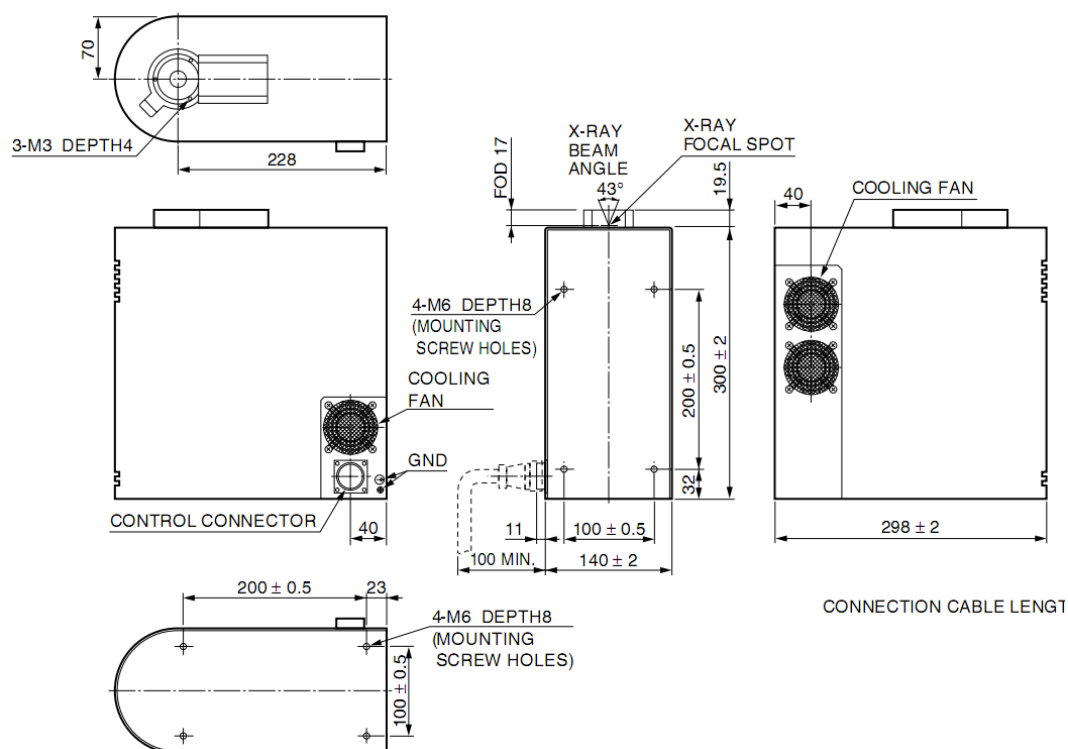


Рис.1.6. Габаритные размеры рентгеновского аппарата закрытого типа (Hamamatsu L8121-03) с напряжением до 150 кВ

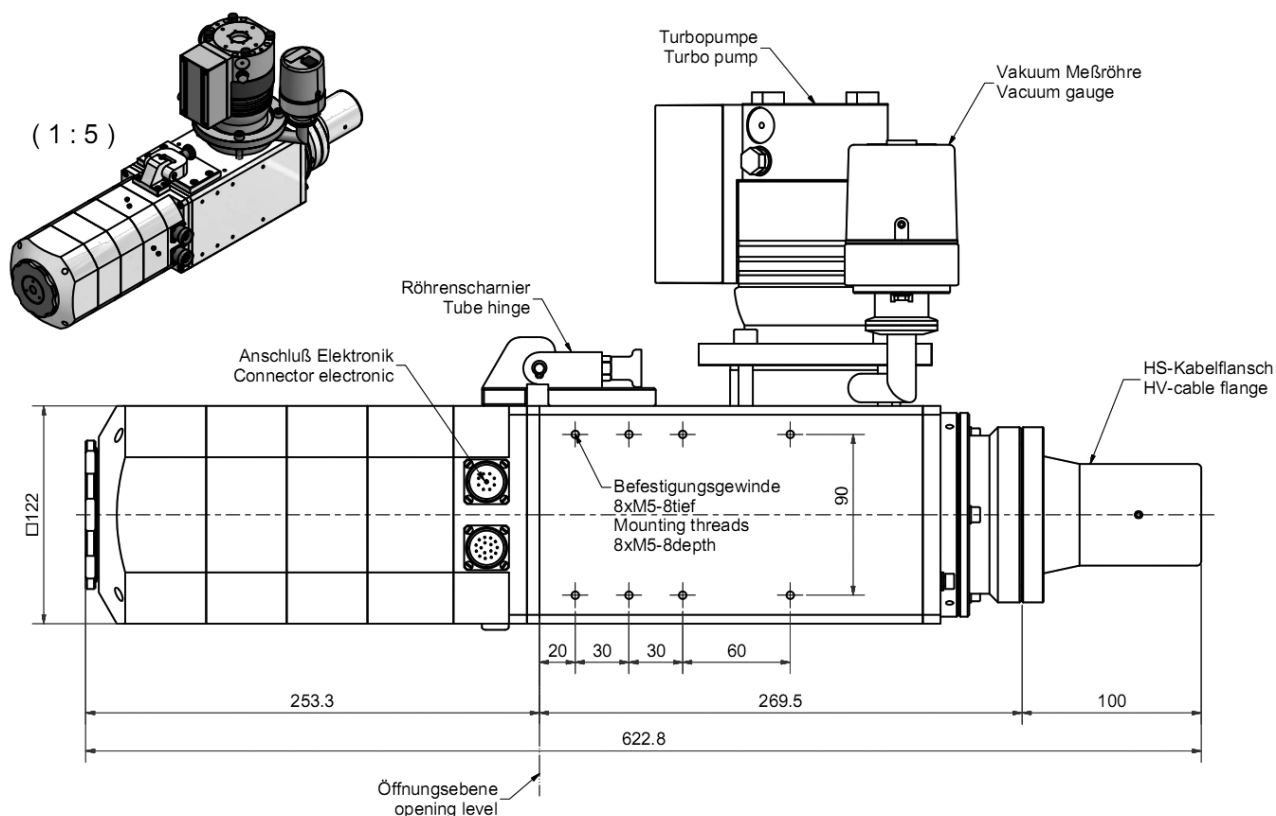


Рис.1.7. Габаритные размеры рентгеновского аппарата открытого типа (X-ray WorX XWT 160 TC) с напряжением до 160 кВ

Большой спрос на микрофокусные трубки со стороны высокотехнологичных производств и прикладной науки вызывает оживленную конкуренцию, что приводит к постоянному появлению новых, усовершенствованных устройств. Основная тенденция очевидна: обеспечение минимального размера фокального пятна при одновременном повышении мощности излучения, снижении массогабаритных характеристик, а также повышении долговечности и упрощении обслуживания. Приведем несколько примеров, показывающих последние достижения в области создания микрофокусных трубок.

В медицинских томографах давно применяются аппараты с вращающимся анодом, при этом обеспечивается размер фокального пятна от 0,3 до 1,2 мм, напряжение от 80 до 140 кВ, ток анода может достигать 1 А [25–28]. Компания Nikon Metrology применила этот подход для создания мощных микрофокусных аппаратов [29]. Они достигли впечатляющих параметров: максимальное напряжение – 750 кВ, ток анода – до 1,5 мА, фокальное пятно – 30-50 мкм.

Исследовательская группа из Королевского Технологического института (Стокгольм, Швеция) разработала микрофокусный аппарат, в котором анод представляет собой струю жидкого металла, точнее, смеси из галлия, индия и олова, инжектируемую сверху и падающую вертикально вниз [30, 31]. Позже эта исследовательская группа создала компанию Exillum AB и сейчас предлагает на рынке аппарат с напряжением до 160 кВ, током до 4,3 мА и размером фокусного пятна около 5 мкм [32]. По заявлениям производителя, их установка обеспечивает светимость рентгеновского излучения на один-два порядка выше, чем существующие микрофокусные аппараты со схожим размером фокального пятна.

В рамках международного проекта NanoXCT [33] разрабатывается томографическая установка для исследования наноматериалов. Уже упомянутая компания Exillum выступает разработчиком рентгеновского аппарата. Компания объявила, что может обеспечить размер фокального пятна на уровне 200 (150) нм, а конечной целью является значение 50 нм [32].

1.3.2. Синхротронное излучение

Синхротронное излучение (СИ) – это электромагнитное излучение, которое испускается заряженными частицами, движущимися по круговым орбитам с ультррелятивистскими скоростями [34]. Со времени его открытия в 1946 г. возможности практического применения СИ непрерывно расширялись. Первые удачные опыты использования СИ в томографии были получены в 80-х годах XX века [15, 35–37].

В качестве источников СИ первоначально использовались электронные синхротроны, однако, в настоящее время их заменили накопительные кольца (рис. 1.8) [38].

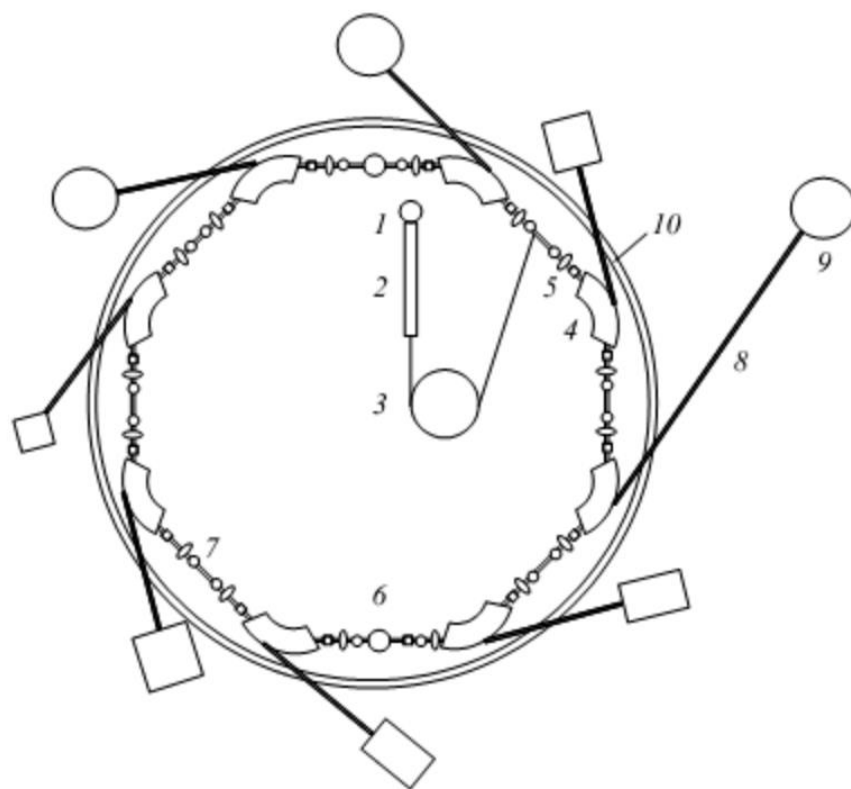


Рис.1.8. Схема накопительного кольца: 1 – электронная пушка, 2 – линейный ускоритель, 3 – кольцевой ускоритель, 4 – поворотные магниты, 5 – магнитные линзы, 6 – резонаторы, 7 – линейные участки, 8 – вакуумные каналы, 9 – экспериментальные камеры, 10 – биологическая защита

В настоящее время многие источники СИ оснащаются экспериментальными камерами для проведения томографических исследований в рентгеновском диапазоне. В России такие работы проводят, в частности, на накопитель-

ном кольце «Сибирь-2» в Курчатовском институте [39]. Томография с использованием СИ в качестве источника рентгеновского излучения сложилась как самостоятельное, интенсивно развивающееся направление.

Популярность этого подхода обусловлена, в первую очередь, уникальностью свойств самого СИ, которые существенно отличают его от тормозного излучения, полученного на аппаратах, бетатронах или линейных ускорителях. Практически значимые преимущества СИ как источника таковы [34, 38, 40, 41]:

1. высокая интенсивность излучения, превосходящая самые мощные рентгеновские аппараты на несколько порядков;
2. широкий непрерывный спектр в рентгеновском диапазоне от 1 кэВ до 250 кэВ;
3. малая угловая расходимость излучения;
4. когерентность излучения.

Свойства СИ приводят к некоторым практически значимым приложениям. Так, высокая светимость позволяет сократить время сканирования до нескольких секунд и даже меньше [42, 43], что делает возможным исследование быстропротекающих процессов в материалах и живых организмах. Использование «белого» спектра СИ дает приемлемое отношение «сигнал-шум» при быстром сканировании.

Применение монохроматоров – широко используемая практика для получения узких спектров необходимых длин волн. Большая светимость СИ компенсирует колоссальные потери дозы при монохроматизации излучения. Монохроматическое излучение более предпочтительно, чем полихроматическое, с точки зрения снижения артефактов при математической реконструкции. Кроме того, использование мягкого (до 10 кэВ) спектра позволяет существенно улучшить контрастную чувствительность при исследовании слабопоглощающих объектов.

В силу малой расходимости СИ, для томографии часто используется параллельная схема сканирования (см. раздел 1.2). Рентгеновская оптика позволяет фокусировать первоначально параллельный пучок, делая возможным приме-

нение конического пучка [41]. Это, в свою очередь – способ увеличения пространственного разрешения.

Как видно, СИ – очень удобный источник излучения для томографических систем. Однако у него есть один существенный недостаток – ограниченная доступность. Далеко не все исследователи могут воспользоваться преимуществами синхротронной томографии. А для многих промышленных задач СИ не подходит еще и по следующим причинам: слишком крупные габариты объектов исследований и их высокая рентгеновская плотность.

1.4. Детектирующие системы в исследовательских томографических установках

В томографических системах применяются различные цифровые детекторы. Как указывалось выше (раздел 1.2), они могут быть точечными, линейными или матричными. По типу детектирования их можно разделить на две большие группы: непрямого и прямого преобразования. В детекторах прямого преобразования регистрируются непосредственно рентгеновские кванты. В детекторах непрямого преобразования используются сцинтилляторы как промежуточное звено. Сцинтиллятор поглощает высокоэнергетические кванты и излучает в низкоэнергетическом, видимом диапазоне. Свойства сцинтиллятора, таким образом, во многом определяют свойства детектирующей системы в целом.

Поскольку детекторы прямого и непрямого преобразования отличаются наличием сцинтиллятора, начнем рассмотрение с первых. При этом основное внимание будет уделяться наиболее распространенной группе детекторов, построенных на основе полупроводников.

1.4.1. Детекторы прямого преобразования

Принцип работы полупроводникового детектора прямого преобразования состоит в следующем (рис. 1.9). Рентгеновский фотон поглощается в толще полупроводника, т.е. ионизирует его. При этом образуются электронно-дырочные пары благодаря фотоэффекту или комптоновскому взаимодействию. Процесс

ионизации может проходить каскадно, в зависимости от энергии поглощенных фотонов. Под действием приложенного электрического поля разнознаковые заряды движутся в противоположных направлениях, вызывая рост потенциала на обкладках конденсатора, соединенного с предусилителем. Усиленный сигнал затем поступает на считывающую электронику [44].

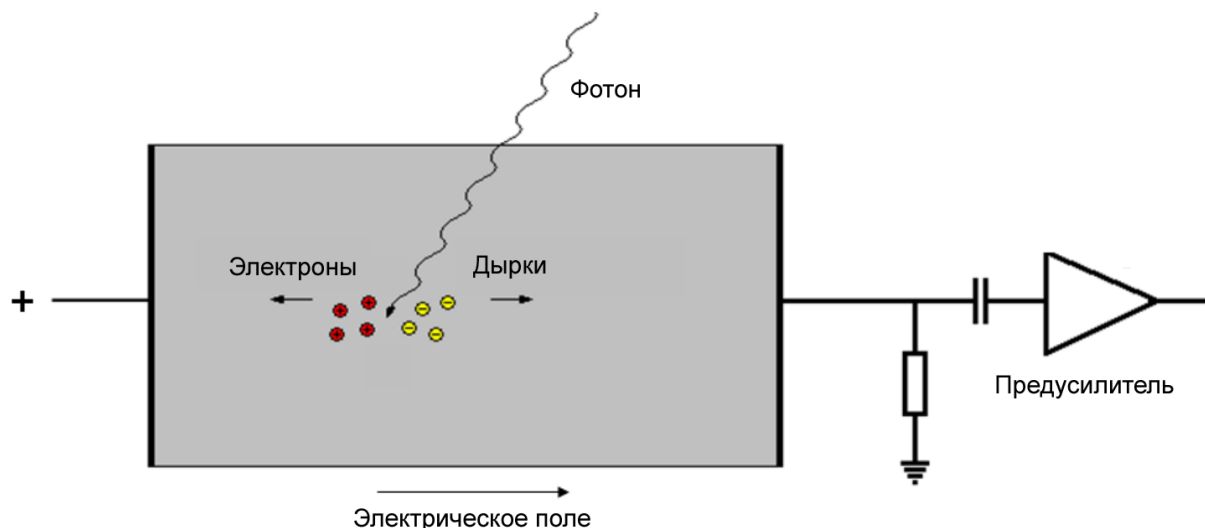


Рис. 1.9. Схема работы полупроводникового детектора прямого типа

В качестве детектирующего материала чаще всего используют кремний. Однако он эффективен при невысоких энергиях квантов – до 40 кэВ, так как имеет низкий атомный номер ($Z=14$). Хорошей альтернативой становятся полупроводники с более высоким атомным номером: Se ($Z=34$), CdTe ($Z=48$, $Z=52$), GaAs ($Z=31$, $Z=33$) [45–49]. Использование данных материалов существенно расширяет энергетический диапазон детекторов прямого преобразования. Возможно, что в ближайшем будущем они потеснят детекторы непрямого преобразования за счет более высокой эффективности детектирования, однако на данный момент последние доминируют, если говорить о применении в томографии.

1.4.2. Детекторы непрямого преобразования

Наиболее распространенные сцинтилляторы изготавливают из оксисульфида гадолиния Gd_2O_2S (Gadolinium oxysulfide, Gadox) и иодида цезия CsI.

Толщина сцинтиллятора из Gadox'a будет определять чувствительность и разрешающую способность детектирующей системы. С увеличением толщины, чувствительность повышается, однако падает разрешение из-за рассеяния квантов видимого излучения в материале сцинтиллятора. Толщина сцинтилляционного слоя – это своего рода компромисс между чувствительностью и пространственным разрешением детектора (рис. 1.10).

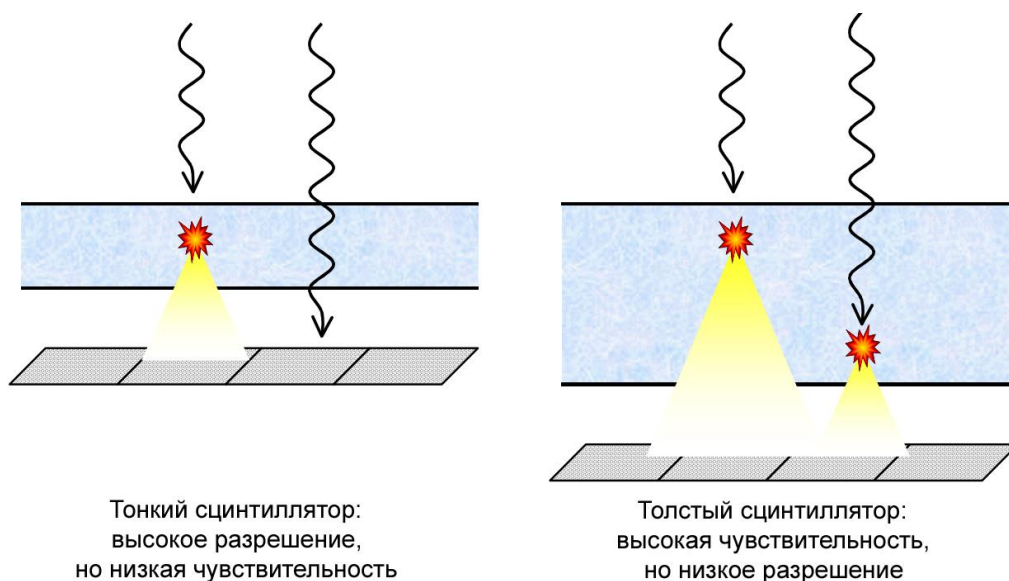


Рис. 1.10. Влияние толщины сцинтиллятора на чувствительность и пространственное разрешение детектора

С повышением энергии рентгеновских квантов требуется увеличение толщины сцинтиллятора, что возможно до определенного предела. Поэтому на практике Gadox применяют при относительно низкой энергии излучения – до 80 кэВ [50].

Для более высоких энергий рентгеновского излучения (до 300 кэВ) применяют CsI [51]. Особенность данного сцинтиллятора в том, что он имеет игольчатую структуру (рис. 1.11), и кванты света движутся вдоль игл, как в оптоволокне, практически без рассеивания. Данная особенность кристаллов CsI позволяет существенно увеличивать толщину сцинтилляционного слоя без потери разрешающей способности детектора (рис. 1.12).

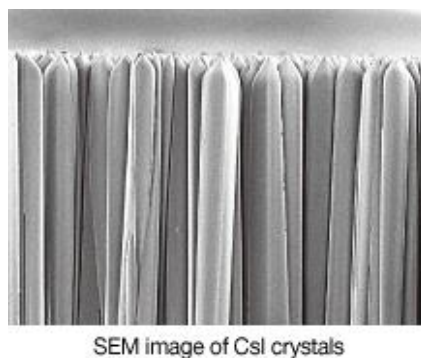


Рис.1.11. Внутренняя структура кристаллического CsI (электронный растровый микроскоп) [52]

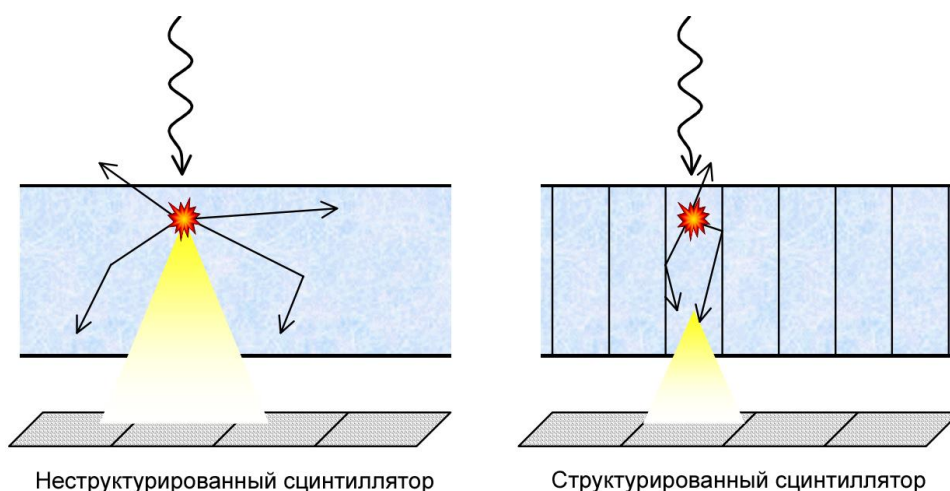


Рис.1.12. Сравнение неструктурированного и структурированного сцинтилляторов

1.4.3. *Формирование и считывание сигналов в детекторах*

На сегодняшний день можно выделить три большие группы полупроводниковых детекторов, которые являются развитием разных технологических подходов к формированию изображений. В своем развитии эти подходы изначально не предполагали работу с рентгеновским излучением, однако, по мере совершенствования технологии полупроводников, исследователи поняли их перспективность в области создания детектирующих систем.

1.4.3.2. CCD-технология

Переход на цифровые детекторы рентгеновского излучения начался с применения приборов с зарядовой связью – ПЗС (англ. CCD, coupled charge device) [53]. Сразу после создания первых устройств стало ясно, что возникающий в них фотоэффект при облучении светом можно использовать для формирования изображений с хорошим пространственным разрешением и скоростью регистрации [54]. На сегодняшний день технология является ведущей в индустрии цифровых оптических устройств. Ее доля в рентгеновской томографии также очень велика [15, 55].

Устройство CCD-матрицы приведено на рис. 1.13. На полупроводниковой поверхности находится тонкий слой диэлектрика, например, оксида кремния, на котором располагаются полосы проводящих электродов (из металла или поликристаллического кремния). Эти электроды образуют матричную регулярную систему. Принцип работы CCD-матрицы основан на возникновении, хранении и направленной передаче зарядовых пакетов в потенциальных ямах, образующихся в приповерхностном слое полупроводника при приложении к электродам внешних электрических напряжений.

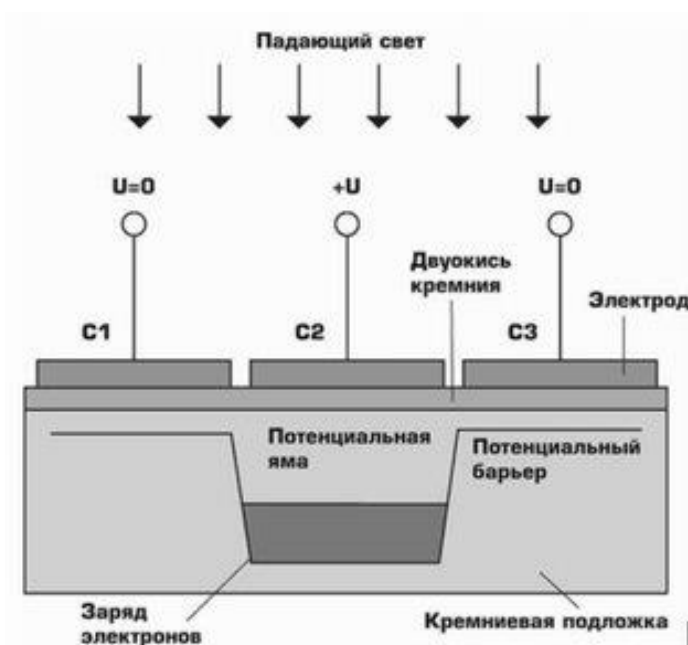


Рис.1.13. Принципиальное устройство CCD-матрицы (C1, C2, C3 – МОП-конденсаторы (металл-оксид-полупроводник))

Преимуществом таких панелей является высокая чувствительность и скорость регистрации. Размер пикселей детекторов достаточно мал, порядка 10-20 мкм, а число их может достигать 16 млн. [56]. С одной стороны это позволяет добиваться высокого разрешения в томографии, с другой стороны – ограничивает размер исследуемого объекта из-за малого поля зрения, не превышающего нескольких квадратных сантиметров. На практике CCD-панели используют совместно с оптоволоконными буферными вставками или системой линз. Это позволяет увеличить площадь поля зрения и защитить от радиации детектор. В большинстве случаев детектирующая система оснащается сцинтиллятором [57, 58]. Недостатком CCD-панелей является большая чувствительность к изменению температуры. Как правило, детекторы требуют термической стабилизации или принудительного охлаждения для получения качественных изображений.

Основное применение CCD-панели нашли в томографических установках, использующих излучение в диапазоне до 60 кэВ для исследования миниатюрных образцов с высоким разрешением – до сотен нанометров [59, 60].

1.4.3.2. TFT-технология

Следующим этапом в переходе на цифровые детекторы стало применение технологии тонкопленочных транзисторов (англ. thin film transistors, TFT) [53]. Технология используется в основном в панелях на базе аморфных кремния [61] или селена [62]. Панели детекторов непрямого преобразования являются сборками фотодиодов на активной TFT-матрице. Эта же технология повсеместно используется в современных телевизорах, мониторах, дисплеях телефонов и других устройствах. Для детекторов с прямым преобразованием, детекторный слой располагается прямо на матрице. Матрица TFT-транзисторов представляет собой достаточно простую структуру электронных переключателей (типовая схема приведена на рис. 1.14). Емкость каждого светодиода в исходном состоянии заряжена до напряжения U_+ . При облучении светом емкость светодиода разряжается – чем больше света, тем меньше остаточный заряд. При считывании TFT транзистор открывается, и емкость снова заряжается через считываю-

щий усилитель до значения U_+ . Величина заряда измеряется усилителем считывания и в виде напряжения U подается на аналого-цифровой преобразователь [63].

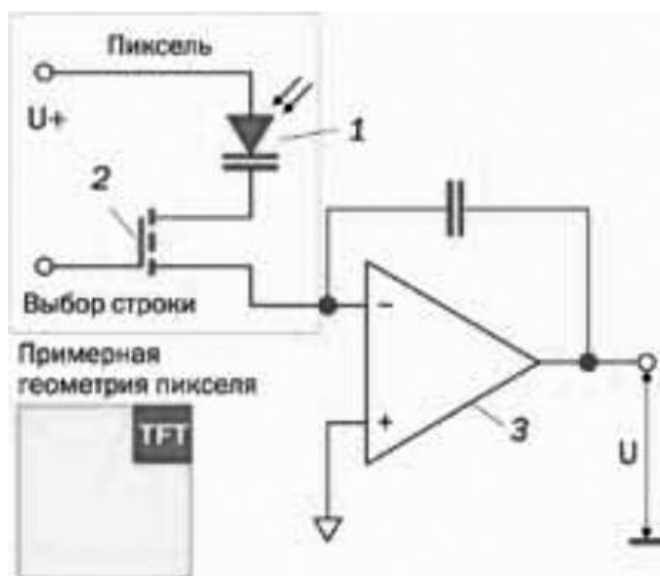


Рис.1.14. Элемент (пиксель) TFT-матрицы: 1 – светодиод, 2 – транзистор, 3 – считывающий усилитель

Панели на базе TFT-технологии имеют следующие отличительные черты:

- 1) большой размер активной, детектирующей, зоны, который может превышать $40 \times 40 \text{ см}^2$;
- 2) относительно низкое пространственное разрешение за счет крупных детектирующих элементов, размером от 100 до 200 мкм;
- 3) большое число детектирующих элементов, достигающих нескольких миллионов;
- 4) высокая радиационная стойкость, позволяющая работать при высоких энергиях, более 10 МэВ.

В силу данных свойств TFT-детекторы получили широкое распространение в промышленных томографах, где требуются крупные размеры детектирующей зоны и высокие энергии.

На рис. 1.15 приведен типичный детектор, использующий TFT-технология [64].

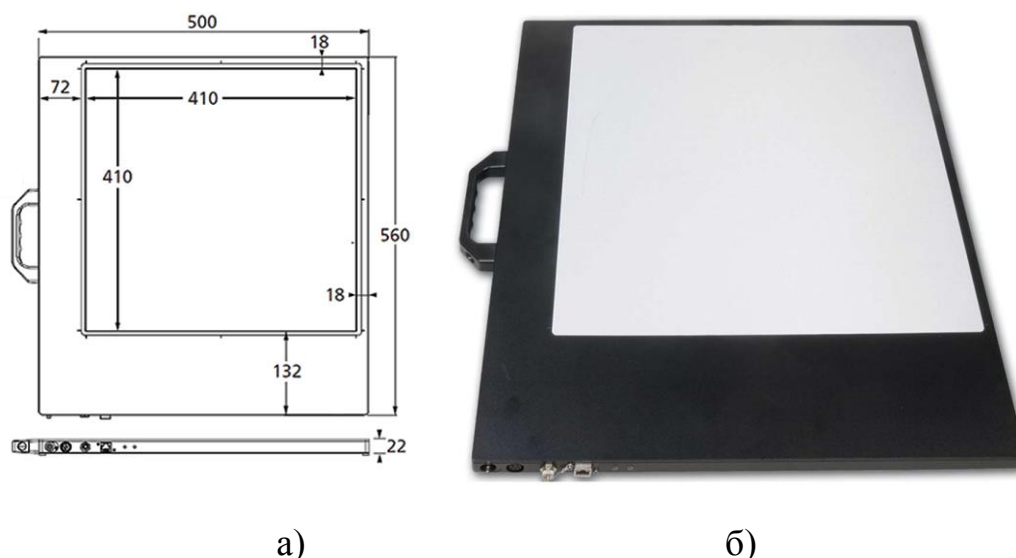


Рис.1.15. Габаритные размеры (а) и внешний вид (б) детектора XRD 1622, производства PerkinElmer, США

1.4.3.3. CMOS-технология

Для производства интегральных микросхем используются многие технологии, одна из которых – комплементарная структура металл-оксид-полупроводник, КМОП (англ. complementary metal oxide semiconductor, CMOS) нашла применение в создании детекторов изображений [65]. CMOS-детекторы, как и TFT-детекторы, представляют собой матричную сборку (рис. 1.16) [66, 67].

Развиваясь в конкуренции с CCD-технологией, к началу XXI века CMOS-детекторы стали сравнимы с ними по оптическим свойствам [68]. Уровень шумов CMOS-панелей приблизился к уровню CCD-панелей, а динамический диапазон даже стал выше. При этом на CMOS-панелях получен малый размер пикселя – менее 10 мкм [69].

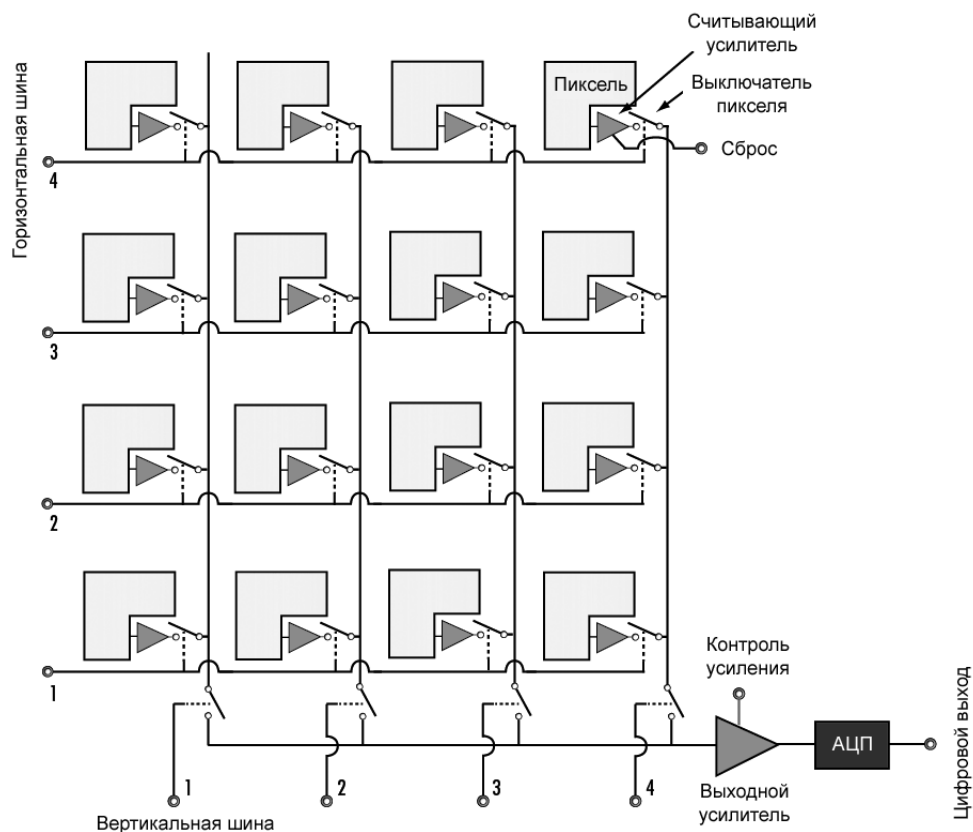


Рис.1.16. Структура CMOS-матрицы

В сравнении с TFT-детекторами CMOS-панели обладают большей скоростью формирования изображения и, как отмечалось выше, значительно меньшим размером пикселя. При этом число детектирующих элементов в матрицах большого размера сопоставимо. Но создание таких же крупных детектирующих элементов, как при использовании TFT-технологии, пока затруднено, поэтому CMOS-панели уступают по максимальному размеру детектирующей области [70].

На данный момент CMOS-детекторы не часто используются в томографических установках. Хотя набор их свойств и непрерывное совершенствование технологии позволяют предположить их самое широкое применение в будущем, как в области научных исследований с применением низких энергий и высоких пространственных разрешений, так и в промышленном секторе, применяющем высокие энергии излучения.

1.4.4. Выбор детектирующих систем для томографических установок

Выбор оптимального детектора для томографической визуализации зависит от целого ряда условий. Одними из самых важных можно считать следующие:

- 1) энергия и доза излучения;
- 2) размер объектов контроля;
- 3) требуемое пространственное разрешение;
- 4) необходимое соотношение «сигнал-шум» и контрастная чувствительность;
- 5) производительность процесса сканирования;
- 6) стоимость и сложность оборудования.

В табл. 1.2 приведено качественное сравнение основных характеристик современных полупроводниковых детекторов.

Таблица 1.2. Сравнение основных типов полупроводниковых детекторов

Характеристика	CCD	TFT	CMOS
Уровень шума	++	+++	++
Динамический диапазон	++	+++	+++
Контрастная чувствительность	+++	++	++
Пространственное разрешение	+++	+	+++
Размер детектирующей области	+	+++	++
Скорость формирования изображений	+++	+	++
Радиационная стойкость	+	+++	++

По своим характеристикам CMOS-детекторы – это своего рода «золотая середина» между CCD- и TFT-детекторами. С одной стороны, они приближаются к CCD по скорости регистрации и чувствительности, с другой – не сильно уступают TFT по размеру детектирующей области и радиационной стойкости, превосходя их по ряду других характеристик.

В ряде случаев рассмотренные выше детекторы не могут обеспечить необходимого качества. К таким случаям можно отнести низкую интенсивность излучения, а также детектирование квантов высоких энергий.

Низкая интенсивность регистрируемого излучения приводит к зашумлению итогового изображения, делая невозможным исследование внутренней структуры. В этом случае применяют усилители изображений – рентгеновские электронно-оптические преобразователи (РЭОП) [71]. Эти устройства чаще всего используются совместно с CCD-панелями, что позволяет обеспечить не только хорошее соотношение «сигнал-шум», но и высокое пространственное разрешение [53, 72, 73].

С повышением энергии квантов эффективность их регистрации сильно снижается. Чтобы это компенсировать, необходимо увеличение толщины регистрирующего слоя в направлении хода лучей. Технически сложно изготовить панельный детектор с толстым слоем сцинтиллятора, поэтому применяют, как правило, линейные детекторы. Для снижения влияния рассеянного излучения, которое резко возрастает при исследовании сильнопоглощающих объектов на высоких энергиях, линейные детекторы с изолированными пикселями оказываются очень эффективными. Типичный минимальный размер пикселя линейных детекторов – 400 мкм, число пикселей в ряду может достигать 2000 [69, 74]. Некоторые детекторы делают искривленными, как в медицинских установках, для уменьшения искажений. В качестве сцинтилляторов применяются CsI, Gadox и CdWO_4 (вольфрамат кадмия). Последние два отличаются невысоким значением послесвечения, что важно для линейных детекторов, работающих с малым временем интегрирования [75].

В качестве линейных детекторов могут применяться не только полупроводниковые детекторы, но также многоканальные ионизационные камеры, заполненные газовой смесью под высоким давлением. Эти детекторы имеют высокую точность регистрации интенсивности излучения, и пространственное разрешение порядка 100-200 мкм [76, 77].

1.5. Отечественные разработки исследовательских томографических установок

В России существует несколько научных коллективов, а также частных компаний, которые занимаются разработкой исследовательских установок. Ряд лабораторных установок для изучения биологических и медицинских образцов был изготовлен в Институте кристаллографии РАН (г. Москва). Особенностью этого оборудования является использование рентгеновской оптики для фокусировки и монохроматизации излучения [78]. В результате обеспечивается пространственное разрешение на уровне нескольких микрон в достаточно мягком диапазоне излучения. Созданные приборы не рассчитаны на исследование более плотных, чем органика, материалов [55, 79].

Томографические системы промышленного применения разрабатываются и создаются компанией «Промышленная интроскопия» (г. Москва). Установки оснащаются рентгеновскими аппаратами и бетатронами специального «томографического» исполнения [19, 80]. Изделия данной компании нашли применение в геологии, позволив выполнить ряд крупных исследований [81, 82].

Специализированные томографические установки для исследований полноразмерных геологических кернов разрабатывает компания «Геологика» (г. Новосибирск) [83]. Такие установки находят применение, в частности, при оценке новых месторождений углеводородов [84].

Научная группа из Томского государственного университета в последние годы занимается разработкой универсальной томографической системой. Они используют микрофокусный аппарат и высокоскоростную рентгеновскую камеру [9]. Особенностью установки является сложная система позиционирования объекта [85].

Для целей томографического контроля крупногабаритных изделий в Федеральном научно-производственном центре «Алтай» была разработана установка с использованием бетатрона в качестве источника [8]. Томографический

сканер входит в состав автоматизированной системы контроля объектов радиационными и ультразвуковыми методами [86].

1.6. Выводы по главе 1

В данной главе проведена классификация существующих исследовательских томографических установок на основании трех критериев: геометрическая схема сканирования, используемый источник излучения и тип детектора. Проведено качественное сравнение установок по выбранным критериям.

При разработке томографа высокого разрешения была выбрана следующая конфигурация:

- 1) коническая схема сканирования с регистрацией на плоскостной детектор;
- 2) рентгеновский аппарат закрытого типа с трансмиссионной мишенью в качестве источника;
- 3) CMOS -детектор с размером пикселя около 100 мкм и средних габаритов;
- 4) система прецизионных манипуляторов для вращения и позиционирования объекта исследования.

ГЛАВА 2. Конструкция исследовательского томографа высокого разрешения TOLMI-150-10

В первой главе был проведен анализ аппаратной части современных исследовательских томографов. На основании этого анализа выбираются комплектующие, применение которых позволит создать переносной томограф высокого разрешения. В данной главе описываются характеристики комплектующих, конструкция самого томографа, а также методика получения томографических изображений на созданной установке.

2.1. Источник излучения

В качестве источника излучения был выбран микрофокусный рентгеновский аппарат серии РАП-МН (производства «Лаборатории технических средств неразрушающего контроля», г. Москва). Производитель предлагает несколько модификаций аппаратов (рис. 2.1), в зависимости от решаемой задачи [87].

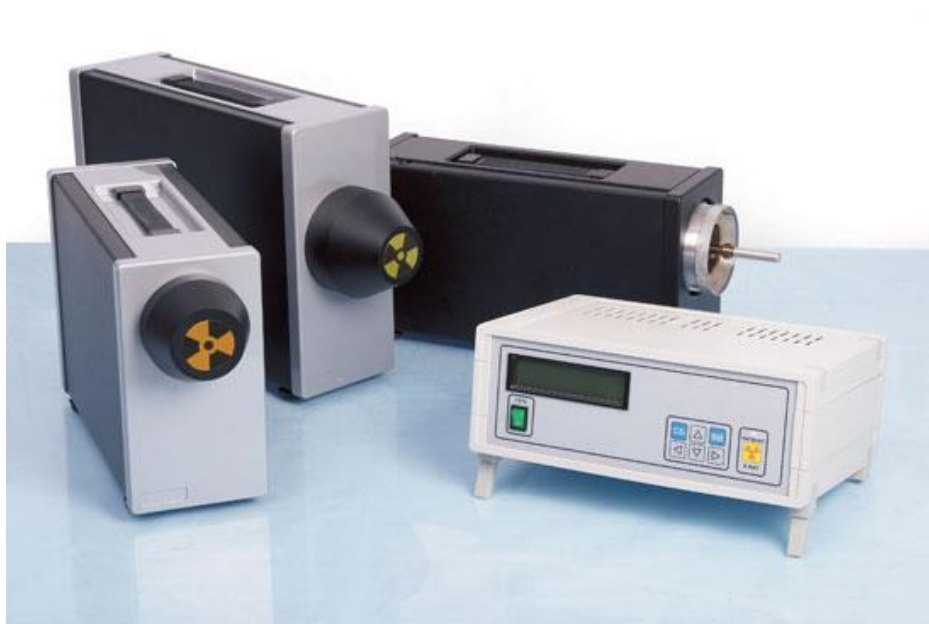


Рис. 2.1. Внешний вид рентгеновских аппаратов серии РАП-МН

Для целей томографии наиболее подходит аппарат РАП 150МН. Он состоит из двух блоков: самого излучателя и блока питания, совмещенного с пультом управления. Излучатель комплектуется рентгеновской трубкой с вы-

носным анодом трансмиссионного типа. РАП 150МН является аппаратом непрерывного действия. Для обеспечения длительного режима работы предусмотрено водяное охлаждение анода. Размер фокального пятна задается магнитной системой фокусировки. Данный рентгеновский аппарат может управляться удаленно с помощью компьютера. Это позволяет интегрировать устройство в томографическую установку. Для связи с компьютером используется протокол RS-232. Все характеристики данного источника излучения приведены в табл. 2.1, внешний вид – на рис. 2.2.

Таблица 2.1. Технические характеристики аппарата РАП 150МН

Параметр	Значение
Диапазон ускоряющего напряжения, кВ	40 – 150
Шаг регулировки напряжения, кВ	5
Минимальный размер фокального пятна, мкм	60
Мощность на аноде, Вт	4 – 15
Интерфейс соединения пульта управления с ПК	RS-232
Масса излучателя/пульта управления, кг	8,0/3,6
Габариты излучателя, мм	185×115×430



Рис. 2.2. РАП 150МН: излучатель и пульт управления

2.2. Детектор излучения

В качестве источника излучения был выбран плоскопанельный детектор, изготовленный по CMOS-технологии (пр-во Teledyne DALSA, США). Детектор модели Remote RadEye 200 состоит двух частей: самой детектирующей части и блока электроники, которые соединяются кабелем цифрового видеоинтерфейса DVI-D (рис. 2.3). Блок электроники может соединяться с ПК через разные интерфейсы: LVDS, USB, Ethernet [88].



Рис. 2.3. Внешний вид детектора Remote RadEye 200

Детектирующая часть заключена в корпус из нержавеющей стали. Активная область представляет собой два сенсора RadEye 100 (рис. 2.4), совмещенных вдоль длинной стороны. Стандартный сцинтиллятор для панелей этой модели – Gadox, рассчитанный для энергии квантов от 10 до 50 кэВ. Однако производитель по требованию заказчика может установить сцинтиллятор из CsI, который позволяет работать при энергии до 160 кэВ.

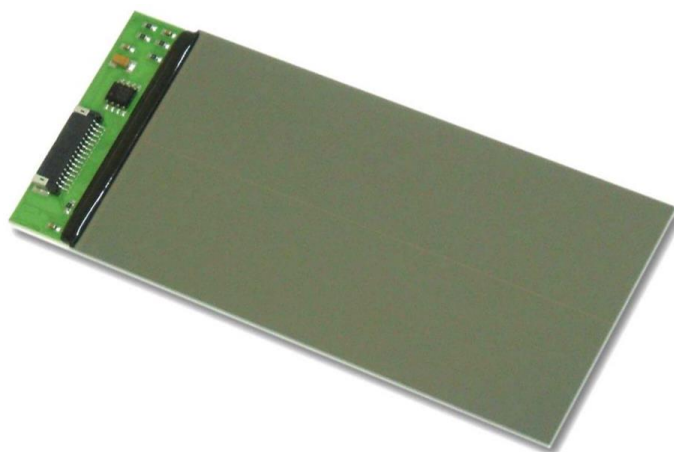


Рис. 2.4. Внешний вид сенсора RadEye 100 [89]

В выбранной модели связь блока электроники с компьютером осуществляется по интерфейсу USB. Производитель предоставляет базовые программные средства, необходимые для интеграции детектора в управляющую программу для томографической установки. Технические характеристики применяемого детектора приведены в табл. 2.2, внешний вид детектирующей части – на рис. 2.5.

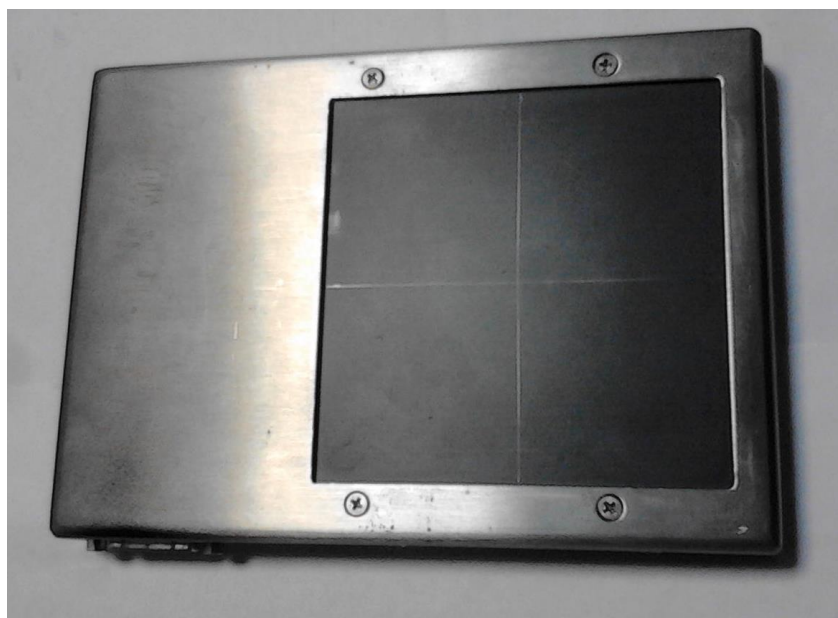


Рис. 2.5. Внешний вид детектирующей части Remote RadEye 200

Таблица 2.2. Технические характеристики детектора Remote RadEye 200

Параметр	Значение
Технология изготовления	CMOS
Тип сцинтиллятора	CsI
Рекомендуемая энергия излучения, кВ	40–160
Разрядность АЦП, бит	12
Размер матрицы, пикселей	1024×1000
Размер активной зоны матрицы, мм	98,6×96,1
Шаг пикселей матрицы, мкм	96
Время передачи полного изображения на ПК, с	3–4
Время экспозиции одного изображения, с	от 0,55
Интерфейс соединения с ПК	USB
Габариты детектора, мм	128×180×22
Масса детектора/блока электроники, кг	1,0/1,7

2.3. Система позиционирования объекта исследования

Система позиционирования объекта исследования должна обеспечить достаточную точность расположения объекта в пучке излучения, чтобы минимизировать ошибки томографических измерений. Для такого рода задач используются прецизионные механизмы – манипуляторы. Кроме того, процесс томографической съемки требует автоматизации и удаленного управления позиционированием объекта. Манипуляторы должны быть интегрируемы, а также оснащаться какими-либо распространенными интерфейсами: RS-232, USB и т.д.

Ряду этих требований удовлетворяют манипуляторы немецкой компании Physik Instrumente (PI). Из широкой линейки устройств по массогабаритным ха-

рактикам для томографа были выбраны наиболее подходящие: поворотный манипулятор М-061.PD, линейный манипулятор М-403.82S и соответствующие контроллеры. Внешний вид устройств приведен на рис. 2.6–2.8, технические характеристики – в табл. 2.3–2.4 [90, 91].



Рис. 2.6. Внешний вид поворотного манипулятора серии М-06х

Таблица 2.3. Характеристики поворотного манипулятора М-061.PD

Параметр	Значение
Диаметр платформы, мм	100
Диапазон угловых перемещений, °	> 360
Минимальный шаг углового перемещения, мкрад (°)	17,5 (0,001)
Люфт, мкрад (°)	200 (0,011)
Точность поворотного позиционирования, мкрад (°)	50 (0,003)
Максимальная скорость вращения, °/с	90
Масса манипулятора, кг	1,88
Габариты манипулятора, мм	39×145,3×223,8
Допустимая осевая нагрузка, Н	550
Тип двигателя	постоянного тока
Тип контроллера	С-863



Рис. 2.7. Внешний вид линейного манипулятора серии М-403

Таблица 2.4. Характеристики линейного манипулятора М-403.82S

Параметр	Значение
Диапазон перемещения, мм	0–200
Минимальный шаг перемещения, мкм	0,2
Люфт, мкм	6
Точность повторного позиционирования, мкм	1
Максимальная скорость перемещения, мм/с	3
Масса манипулятора, кг	2,5
Габариты манипулятора, мм	40,5×80×421,5
Допустимая вертикальная нагрузка, Н	200
Тип двигателя	2-фазный шаговый
Тип контроллера	С-663

Контроллеры С-863 и С-663 имеют аналогичное конструктивное исполнение (рис. 2.8), габаритные размеры 130×76×40 и массу 0,3 кг. Соединение с компьютером осуществляется либо по USB, либо по RS-232. В комплекте с оборудованием компания Physik Instrumente предоставляет программное обеспечение для его интеграции в системы с цифровым управлением [92, 93].



Рис. 2.8. Внешний вид контроллеров С-863 и С-663

2.4. Конструкция томографа

Работа над созданием томографа началась в рамках Международной научно-образовательной лаборатории неразрушающего контроля. Название лаборатории на английском – Tomsk Open Laboratory for Material Inspection (TOLMI) [94]. Этот факт отражен в названии разрабатываемого устройства – TOLMI-150-10.

Работа проходила в несколько этапов. Сначала была разработана первая версия программы управления всеми устройствами томографа: манипуляторами, источником и детектором. После получения положительных результатов на макете установки (рис. 2.9) была начата работа по созданию первого прототипа томографа в корпусном исполнении.

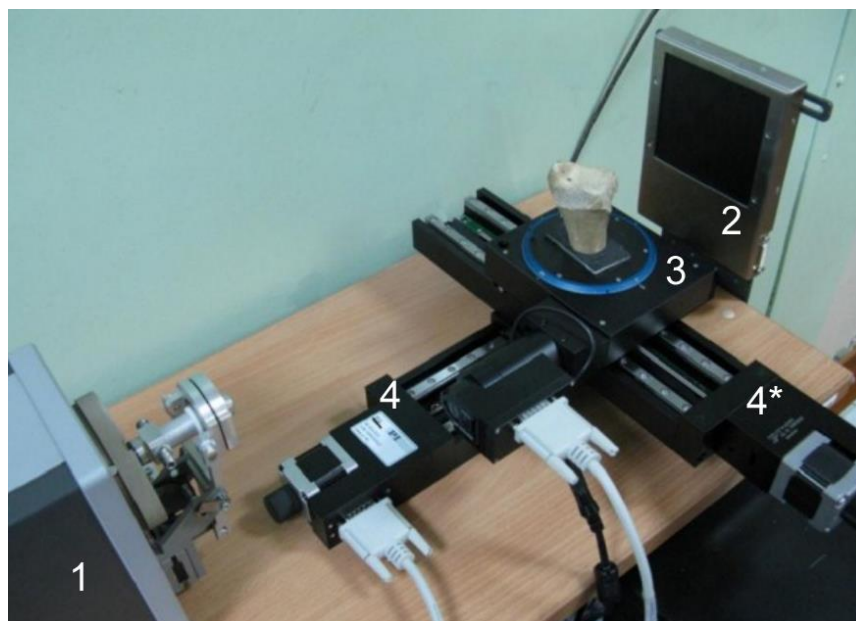


Рис. 2.9. Основные компоненты томографа TOLMI-150-10: 1) рентгеновская трубка; 2) детектор; 3) поворотный манипулятор; 4) продольный линейный манипулятор; 4*) поперечный линейный манипулятор (в дальнейшем не использовался)

Данный прототип был рассчитан на использование в рентгенозащищенном бункере, поэтому корпус не имел биологической защиты. Для размещения всех компонентов был изготовлен корпус рамной конструкции, обшитый тонким листовым железом (рис. 2.10). Габаритные размеры и компоновка основных устройств показаны на рис. 2.11–2.12.



Рис. 2.10. Внешний вид первый прототипа, без биологической защиты

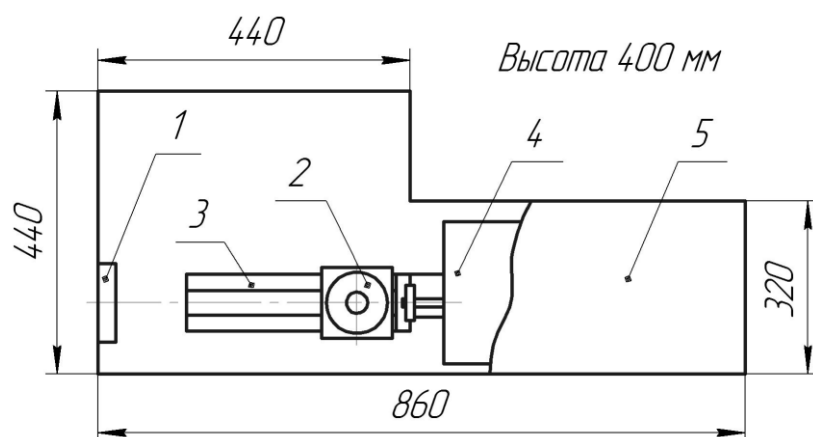


Рис. 2.11. Габаритные размеры и основные компоненты первого прототипа TOLMI-150-10: 1) детектор; 2) поворотный манипулятор; 3) линейный манипулятор; 4) рентгеновская трубка; 5) корпус



Рис. 2.12. Компоновка рабочей зоны первого прототипа

Конечная цель – создание переносного настольного томографа, пригодного для использования без дополнительной биологической защиты от излучения.

При конструировании защиты возникли сложности, связанные с тем, что используемая трубка – трансмиссионного типа. Поток электронов, попадая в тонкую мишень, вызывает тормозное излучение практически сферической направленности, за исключением плоскости, в которой расположена сама мишень. Таким образом, необходимо установить преграды излучению во всех направлениях, кроме конуса, направленного на детектор.

Габариты второго прототипа были уменьшены за счет сокращения рабочей зоны, более компактного размещения вспомогательных узлов: блоков питания, контроллеров, проводов. Была установлена замкнутая система водяного охлаждения для рентгеновской трубки. Нижняя часть корпуса выполнена из массивного алюминиевого блока, верхняя – из стального листа, усиленного свинцовыми накладками для защиты от излучения. Корпус томографа поддерживается регулируемыми опорами. Габаритные размеры второго прототипа – $900 \times 390 \times 300$, масса – около 100 кг. Внешний вид устройства и рабочей зоны показаны на рис. 2.13–2.14.

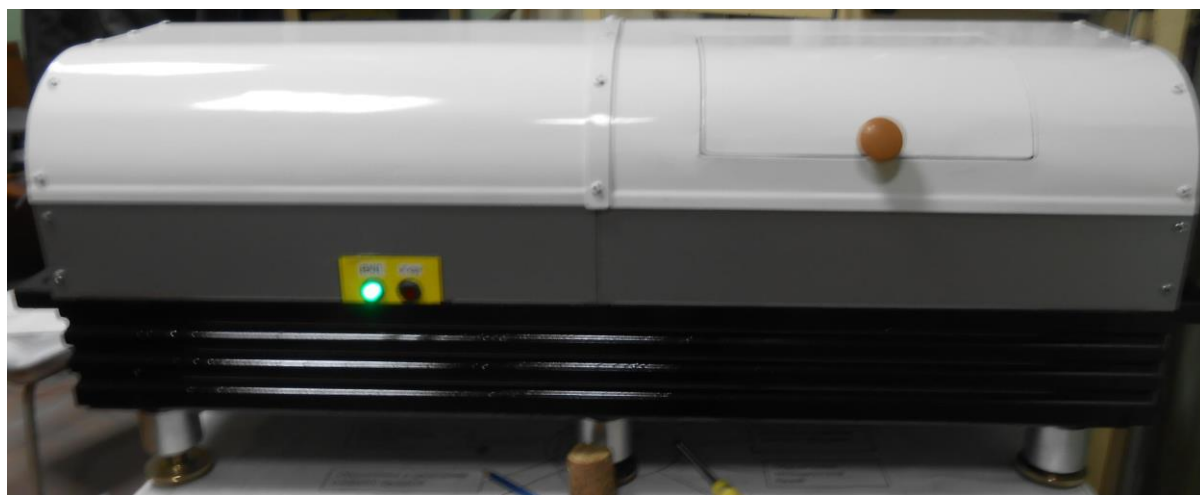


Рис. 2.13. Внешний вид второго прототипа томографа

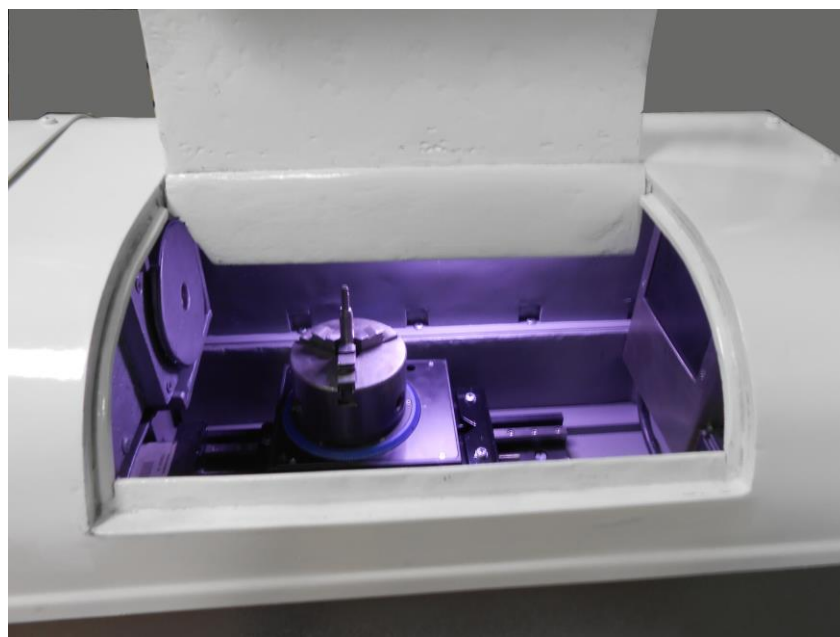


Рис. 2.14. Компоновка рабочей зоны второго прототипа томографа

2.5. Требования к программе управления томографом

2.5.1. Основная функция программы управления

Основная задача томографа – сбор отдельных изображений объекта исследования, также называемых теневыми проекциями, согласно задаваемому протоколу работы. Результатом работы является набор проекций (*англ.* data set). Проекции должны сохраняться на управляющем компьютере в подходящем графическом формате. Для этого удобен 16-битный TIFF, включающий 65536 цифровых отчетов, который позволяет сохранять без потерь информацию с детектора, представленную меньшей разрядностью [96]. Для детектора Remote RadEye 200 это 4096 отчетов – 12-битный формат.

Процесс томографической съемки или сканирования состоит в последовательном захвате изображения с детектора и повороте объекта на определенный угловой шаг. Процесс продолжается, пока не будет достигнуто заданное значение полного угла поворота.

2.5.2. Вспомогательные функции отдельных устройств томографа

Помимо самого процесса сканирования, программа управления томографом должна выполнять специфические для каждого устройства функции. Ниже приведен минимально необходимый набор вспомогательных функций.

2.5.2.1. Рентгеновский аппарат

Рентгеновская трубка – высоковольтный вакуумный прибор. Глубина вакуума может теряться с течением времени, что приводит к пробоям высокого напряжения в процессе работы. Для поддержания глубины вакуума проводятся так называемые «тренировки». В используемом аппарате РАП 150МН предусмотрено два вида тренировок: с накалом на катоде и без него. Тренировка с накалом состоит в постепенном повышении напряжения катода с одновременным эмитированием электронов, при этом ток анода остается относительно небольшим. Тренировка без накала, соответственно, проводится без эмитирования электронов на катоде.

Так как пульт управления соединяется с компьютером посредством протокола RS-232, необходимо предусмотреть в программе настройку СОМ-порта.

2.5.2.2. Манипуляторы

Манипуляторы должны передавать координаты собственного положения и принимать команды на перемещение в заданные координаты. После включения манипуляторы должны пройти процедуру инициализации – выход в начальное положение. Из широкого ряда параметров, устанавливающих режим перемещения, наиболее важны скорость перемещения и шаг единичного перемещения.

2.5.2.3. Детектор

Цифровые рентгеновские детекторы требуют калибровки, в противном случае результат измерения интенсивности излучения оказывается недостоверным [95]. Требуется, как минимум, два калибровочных измерения.

- 1) Калибровка «по черному» – получение сигнала при отсутствии излучения, т.е. шум электроники детектора. Этот калибровочный сигнал вычитается из получаемого изображения.
- 2) Калибровка «по белому» – получение сигнала при включенном излучении и отсутствии объекта. Интенсивность излучения на поверхности детектора в общем случае неравномерна. Например, в коническом пучке интенсивность максимальна в центре детектора и убывает при удалении от этой точки. Существуют и другие факторы, которые будут рассмотрены ниже. Получаемые изображения нормируются на калибровочный сигнал «по белому».

При вычитании калибровочного сигнала «по черному» и нормировки на сигнал «по белому» отклик детектора становится линейным, а результат измерения интенсивности – физически достоверным.

Важным параметром детектора является время накопления сигнала. Его также называют временем интегрирования или экспозицией кадра. Программа управления должна быть способной регулировать этот параметр.

2.6. Интерфейс программы управления

Интерфейс программы управления томографом TOLMI-150-10 представляет собой диалоговое окно со сквозными элементами и отдельными вкладками. На вкладках размещены элементы управления основными узлами системы, а также процессом сканирования.

Программа была названа μ СТ от англ. microCT, т.е. «микроКТ», «микрокомпьютерная томография». Программа написана на языке C++ с использованием библиотеки Microsoft Foundation Classes (MFC) [97] для создания графического интерфейса. Получено свидетельство о регистрации данной программы (см. Приложение 1).

2.6.1. Сквозные элементы программы

Во всех вкладках программы отображаются следующие элементы:

- кнопка «Включить излучение»;
- кнопка «Выключить излучение»;
- кнопка «Аварийная остановка сканирования»;
- окно просмотра получаемого изображения с детектора;
- регулировки «Яркости» и «Контрастности».

Сквозные элементы отмечены на рис. 2.15.

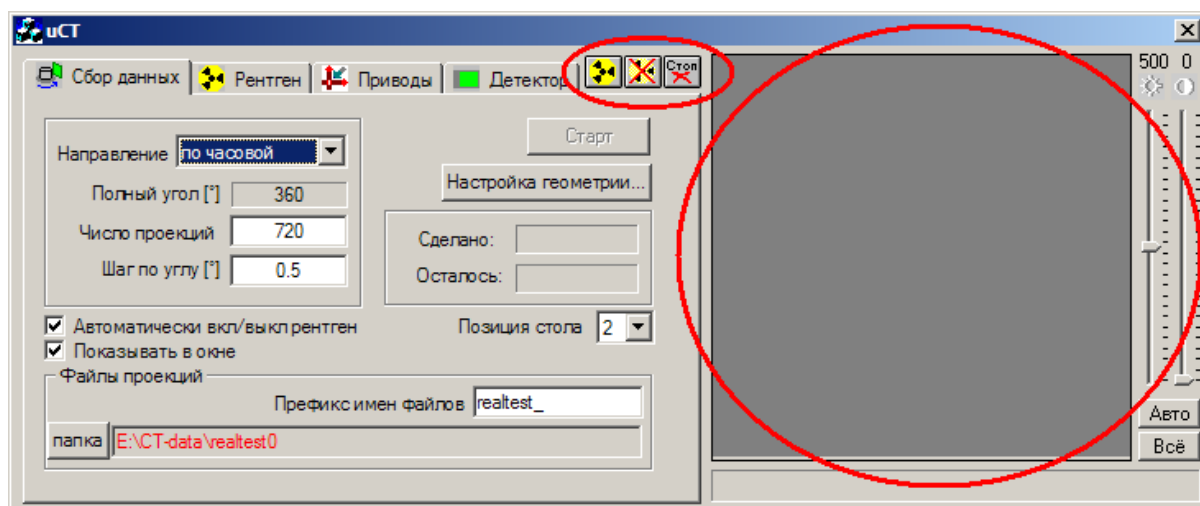


Рис. 2.15. Вкладка «Сбор данных». Выделены сквозные элементы управления

2.6.1. Сбор данных (сканирование)

Основная функция программы – осуществление процедуры сканирования. Эта функция реализуется на вкладке «Сбор данных» (рис. 2.15). Здесь может быть выбрано направление вращения объекта: по часовой или против часовой стрелки. Полный угол вращения задается косвенно через указание числа проекций и шага сканирования. Здесь же задается место сохранения теневых проекций, текущий статус сканирования по типу «сделано/осталось», кнопка «Старт/Стоп» и кнопка «Настройка геометрии», показывающая диалог, в котором можно указать точные значения расстояний «источник–объект» и «источник–детектор».

2.6.2. Управление рентгеновским аппаратом

Управление рентгеновским аппаратом томографа осуществляется во вкладке «Рентген» (рис. 2.16). Здесь можно запустить тренировку трубки двух типов: с накалом и без накала, установить ускоряющее напряжение, максимальный ток анода (возможность реализована не у всех моделей аппаратов), задержку перед включением, а также максимальное время включения излучения. Продублированы сквозные элементы: включение и выключение рентгена. Вынесены служебные команды: «Сброс питания» для обнуления ошибок, вызван-

ных блоком питания и «Сброс пробоя» для перезапуска трубки после электрического пробоя в вакууме.

Кнопка «Параметры соединения» открывает диалоговое окно для настройки соединения между блоком управления аппаратом и компьютером посредством серийного порта по протоколу RS-232 (рис. 2.17).

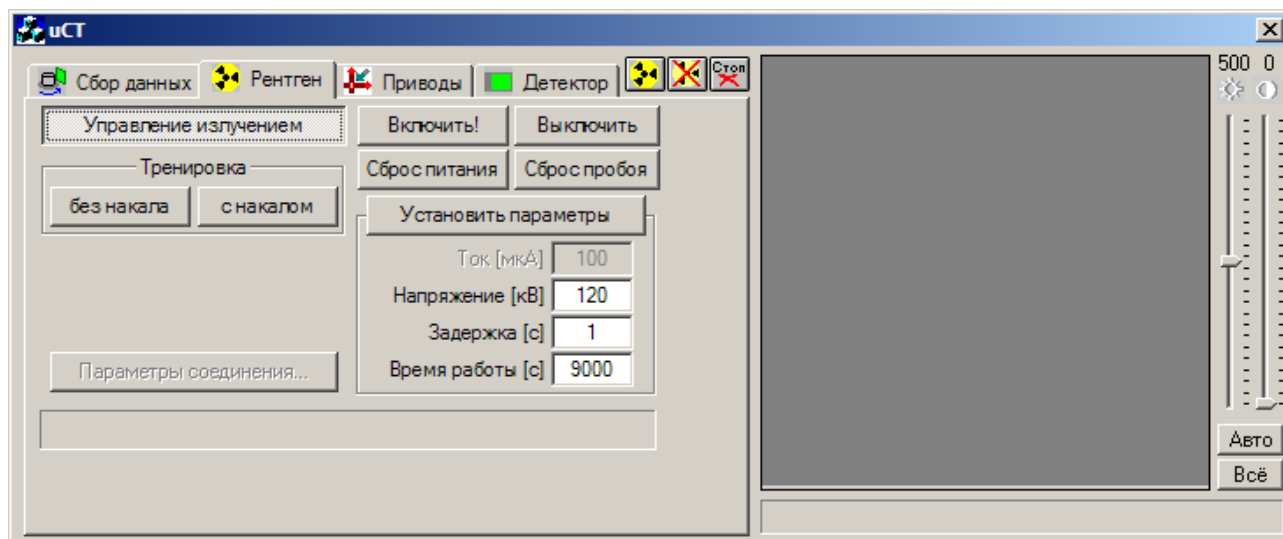


Рис. 2.16. Вкладка «Рентген»

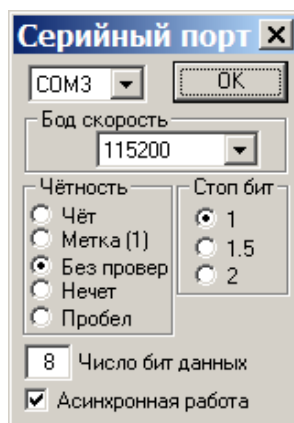


Рис. 2.17. Диалог «Серийный порт»

2.6.3. Управление манипуляторами

Управление манипуляторами осуществляется во вкладке «Приводы» (рис. 2.18). Здесь размещены кнопки включения манипуляторов. Если они не были инициализированы на момент включения, инициализация происходит автоматически. Кнопки «+» и «-» служат для изменения текущей координаты в боль-

шую или меньшую сторону на величину шага, заданного ниже, в блоке «Параметры». В этом же блоке задается скорость перемещения манипуляторов в град./с (вращение) и в мм/с (линейное).

Можно задать точные координаты, если ввести допустимое значение в поле «Переместить в...». Допустимые значения для манипуляторов указаны в блоке «Параметры». Текущие координаты можно сохранить, а затем нажатием кнопки «Переместить в сохраненную позицию» выводить манипуляторы в эту позицию.

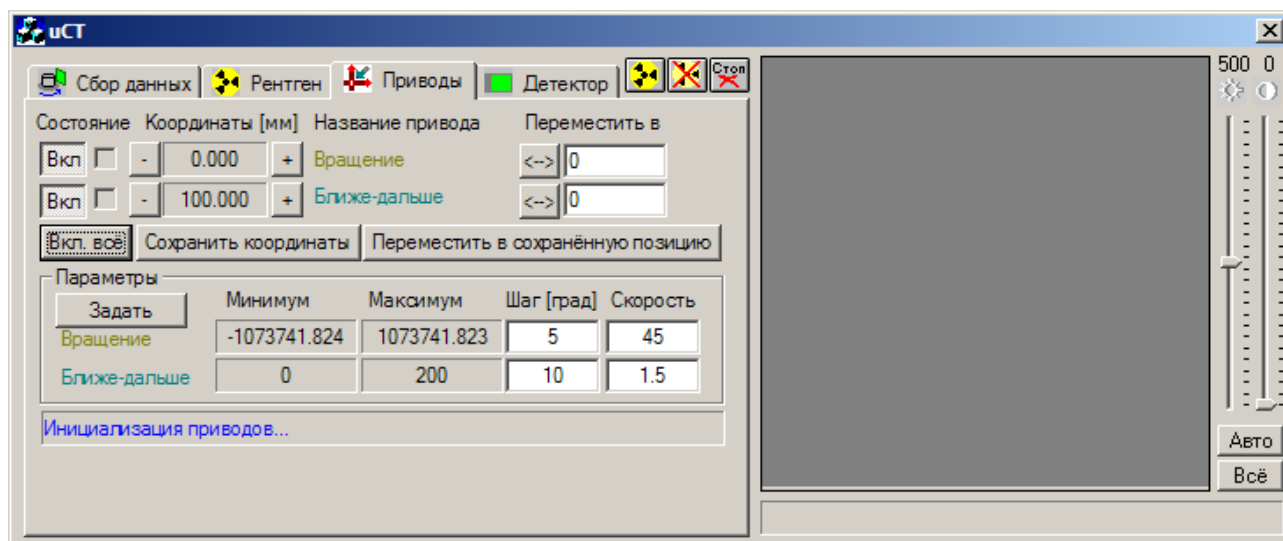


Рис. 2.18. Вкладка «Приводы»

2.6.4. Управление детектором

Последняя вкладка «Детектор» позволяет настраивать детектор и получать с него изображения. Окно просмотра позволяет оценить качество изображения и уровень сигнала детектора и служит для удобства настройки параметров детектора (рис. 2.19). Время экспозиции (время интегрирования) задается в миллисекундах. Калибровки «по черному» (без излучения) и «по белому» (с излучением) выполняются после нажатия соответствующих кнопок. Отключить калибровки можно, если убрать «галочки» с кнопок «Калибровка без излучения» и «Калибровка с излучением». В режиме «Живое видео» захват кадров происходит непрерывно. В режиме «Захват» с детектора передается только

один кадр. Автоматического сохранения на диск при захвате не происходит. Можно сохранять отдельные кадры в формате TIFF. Можно захватывать не полный кадр, а некоторую область, размер которой задается в пикселях.

Настройки, сделанные в данной вкладке, будут автоматически применены при томографическом сканировании.

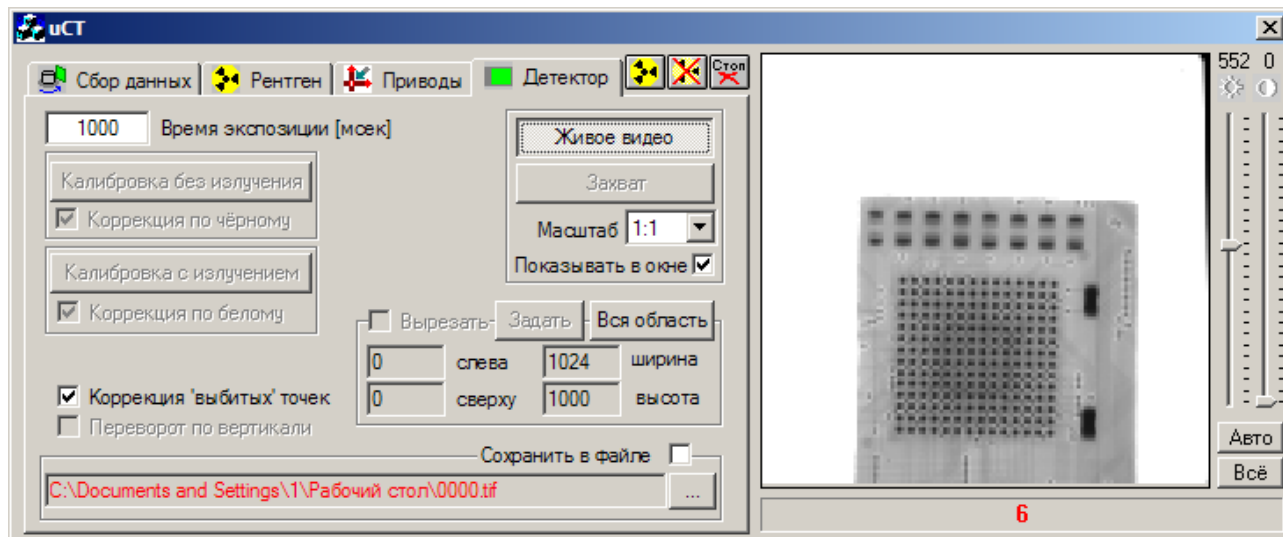


Рис. 2.19. Вкладка «Детектор»

2.7. Выбор параметров сканирования

Выше был описан интерфейс программы μ СТ управления томографом. В данном разделе рассмотрен алгоритм выбора параметров сканирования и его реализация в программе.

Схематично процесс томографии представлен на рис. 2.20. Результатом томографического исследования (измерения) является объемное распределение коэффициентов ослабления рентгеновского излучения [98].

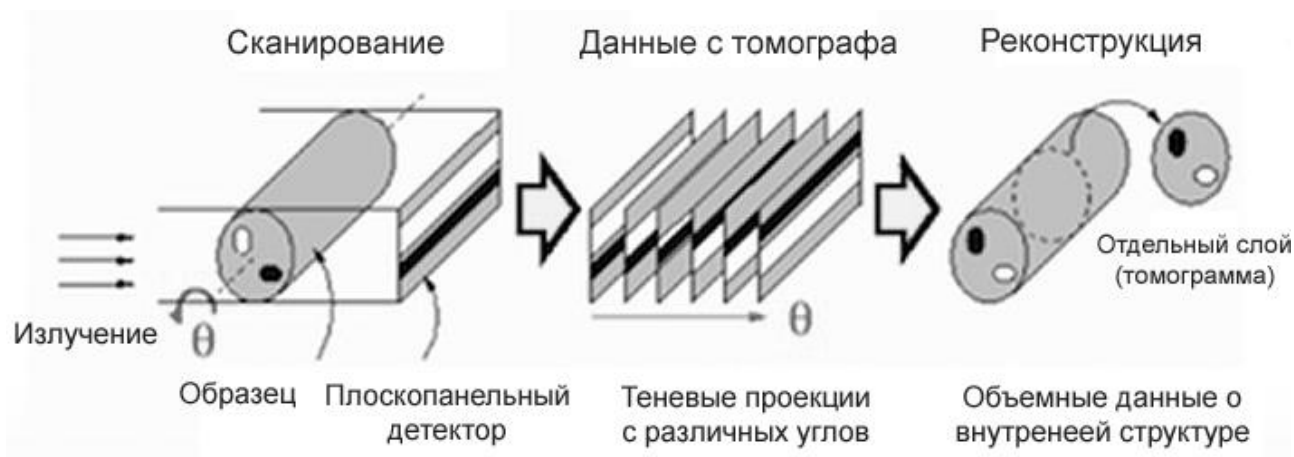


Рис. 2.20. Процесс томографического исследования

Объемные данные о внутренней структуре представляют собой дискретный трехмерный массив, составленный из объемных элементов – вокселей (англ. voxel – volumetric pixel). В каждом вокселе хранится некоторая величина, характеризующая усредненный по объему коэффициент ослабления излучения, который также называют рентгеновской плотностью.

Минимальный детектируемый элемент внутренней структуры не может быть меньше размера вокселя. Таким образом, размер вокселя задает максимальное пространственное разрешение томографических данных и является одним из ключевых параметров сканирования.

2.7.1. Размер вокселя

В главе 1 говорилось, что использование схемы сканирования коническим пучком предполагает использование проекционного увеличения. Увеличение тем больше, чем ближе находится объект к источнику (рис. 2.21).

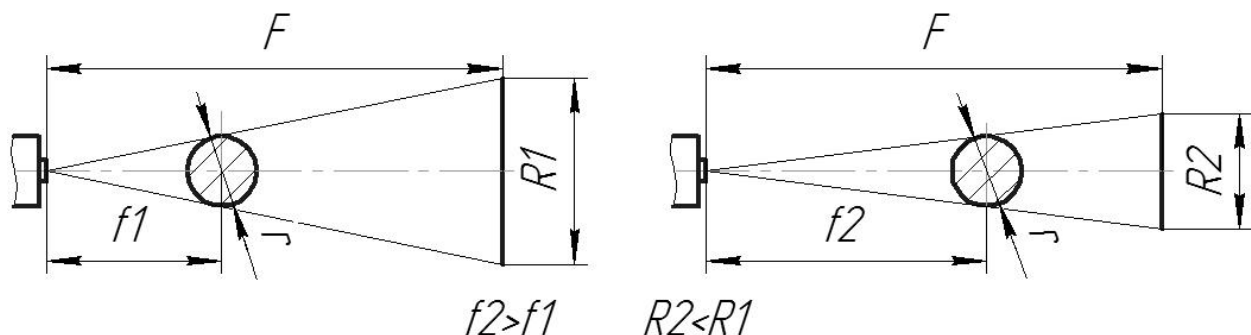


Рис. 2.21. Использование проекционного увеличения: F – расстояние «источник-детектор», f_1, f_2 – расстояния «источник-объект», R_1, R_2 – размер «тени» объекта, r – размер объекта

Из подобия треугольников следует, что

$$\frac{f}{F} = \frac{r}{R}. \quad (2.1)$$

Введем величину M , которая показывает размер проекционного увеличения

$$M = \frac{F}{f} = \frac{R}{r}. \quad (2.2)$$

Если размер пикселя детектора равен p , то размер вокселя v будет меньше в M раз

$$v = \frac{p}{M} = \frac{pf}{F}. \quad (2.3)$$

В томографе TOLMI-150-10 расстояние от источника до детектора фиксировано, поэтому размер вокселя будет определяться положением объекта относительно нулевой координаты линейного манипулятора и положением самого манипулятора относительно источника. Согласно рис. 2.22 имеем

$$F = D_s + T_s, \quad (2.4)$$

$$f = O_s + T_s, \quad (2.5)$$

$$v = \frac{p(O_s + T_s)}{D_s + T_s}. \quad (2.6)$$

Поскольку величины T_S , D_S и p – константы, то размер вокселя однозначно задается координатой O_S . Значения величин T_S , D_S определяются доступными средствами измерений: линейкой или штангенциркулем.

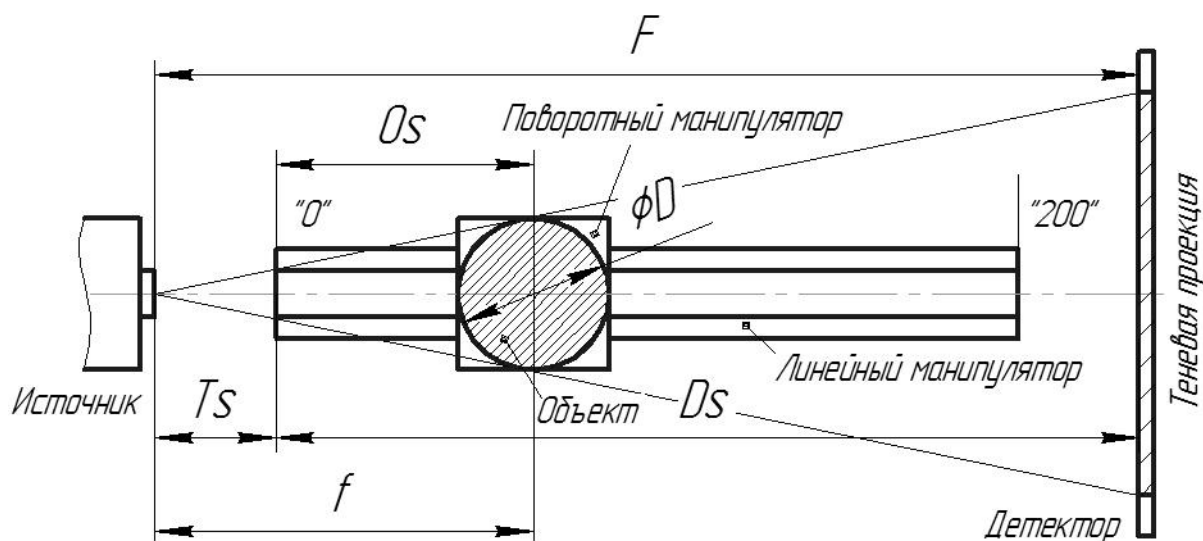


Рис. 2.22. Геометрические параметры сканирования: T_S – смещение фокального пятна трубки относительно координаты «0» линейного манипулятора, D_S – расстояние от координаты «0» манипулятора до детектора, O_S – координата объекта на манипуляторе, D – диаметр цилиндра, в который вписан объект

Из изложенного выше следует несколько выводов. Во-первых, в случае конического пучка всегда будет иметь место проекционное увеличение, так как ось вращения объекта не может совпадать с плоскостью детектора. Во-вторых, размер области сканирования будет уменьшаться пропорционально проекционному увеличению. И, наконец, с приближением объекта к источнику угол раскрытия конуса, проходящего через объект, увеличивается.

2.7.2. Шаг сканирования

Область сканирования представляет собой воображаемый цилиндр, в который вписывается объект исследования. Объем этого цилиндра разбивается на сектора, причем угловой размер определяется шагом сканирования α (рис. 2.23). Пусть задан размер вокселя v . Тогда, чтобы не потерять информацию в вокселе, необходимо обеспечить прохождение лучей через все воксели объекта. Очевидно, что чем ближе к центру вращения, тем проще обеспечить выполне-

ние этого условия. Напротив, с удалением от центра вращения при больших значениях α , через некоторые воксели на границе цилиндра лучи могут не пройти, и информация о величине коэффициента ослабления в них не будет получена. Это явление недостаточной дискретизации, когда разбиение объекта осуществляется более грубой сеткой, чем требуется.

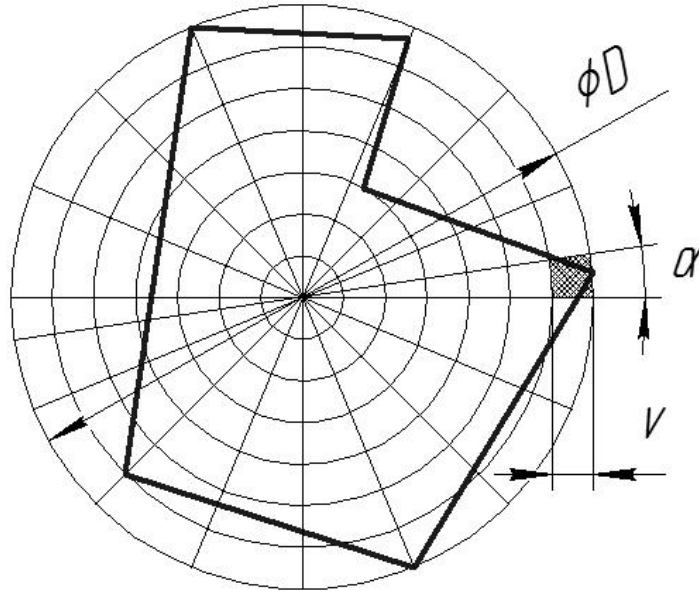


Рис. 2.23. Связь угла сканирования α , размера вокселя v и диаметра области сканирования D

Из рис. 2.23 следует довольно простое правило выбора минимального шага сканирования. Разобьем окружность на N секторов, тогда угол сектора будет равен

$$\alpha = \frac{2\pi}{N}. \quad (2.7)$$

Найдем число вокселей N' , которое уместиться на окружности диаметром D

$$N' = \frac{\pi D}{v}. \quad (2.8)$$

Потребуем, чтобы $N = N'$, тогда из соотношений (2.7) и (2.8) получим значение шага α (в рад), при котором воксели заполнят всю границу окружности

$$\alpha = \frac{2v}{D}. \quad (2.9)$$

Формула (2.9) устанавливает соотношение между размером вокселя, диаметром области сканирования и необходимым угловым шагом.

Для удобства расчета шага сканирования автором была создана программа в среде Matlab [99] с графическим интерфейсом, названная ScanPar (рис. 2.24). На программу получено свидетельство (см. Приложение 2).

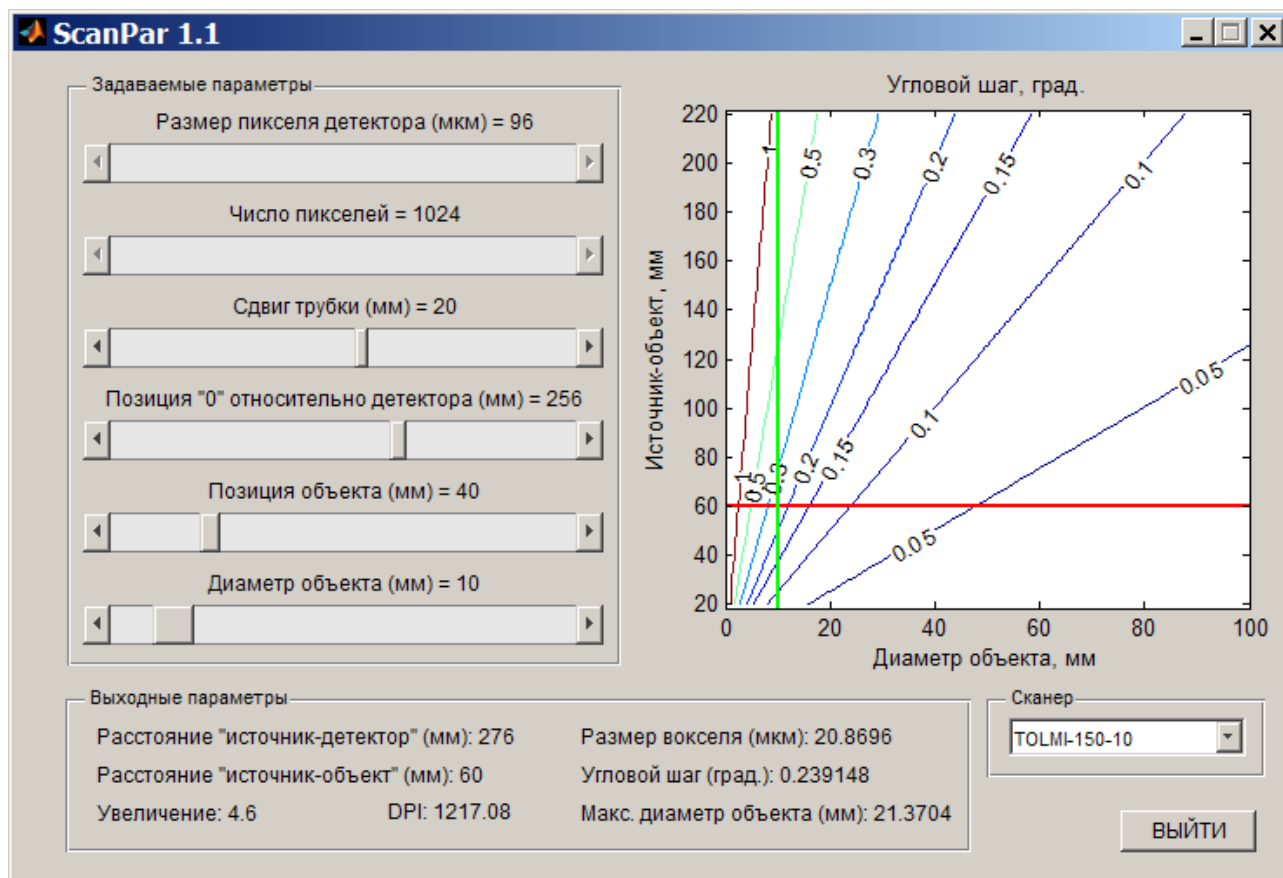


Рис. 2.24. Интерфейс программы ScanPar (версия 1.1)

В программе вводятся координаты положения объекта согласно схеме на рис. 2.22 и размер объекта (т.е. диаметр области сканирования). По этим данным рассчитывается проекционное увеличение, размер вокселя, необходимый угловой шаг, а также наибольший размер объекта. Для наглядности отображается диаграмма угловых шагов в зависимости от размера объекта и расстояния «источник-объект».

Как видно из примера на рис. 2.24, чтобы получить размер вокселя около 20 мкм на объекте размером до 10 мм, необходимо сканировать с шагом около 0,24°.

2.7.3. Выбор энергии излучения

Узкий монохроматический пучок с интенсивностью I_0 при прохождении в веществе толщиной x ослабляется по закону Бира-Ламберта-Бугера [100]

$$I_x = I_0 e^{-\mu x}. \quad (2.10)$$

Величина μ называется линейным коэффициентом ослабления и характеризует относительное уменьшение интенсивности на единице пути излучения через вещество. Линейный коэффициент ослабления определяется как произведение плотности вещества ρ и массового коэффициента ослабления μ/ρ , который в свою очередь является функцией от энергии излучения E и атомного номера Z

$$\mu = \left(\frac{\mu}{\rho} \right) (E, Z) \cdot \rho. \quad (2.11)$$

Массовый коэффициент ослабления есть табличная величина, измеренные значения которой можно найти в справочниках. Один из самых полных и популярных справочников опубликован на сайте Национального института стандартов и технологий США (англ. The National Institute of Standards and Technology, NIST) [101].

В диапазоне энергий квантов от 10 до 150 кэВ коэффициент ослабления повышается с увеличением атомного номера вещества и снижается с увеличением энергии квантов (рис. 2.25).

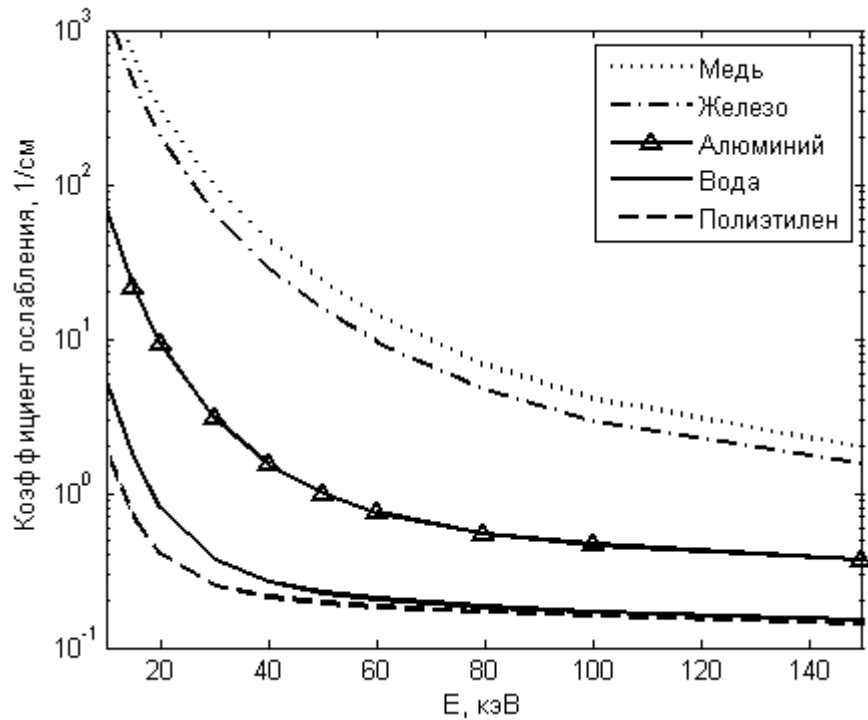


Рис. 2.25. Коэффициенты ослабления некоторых веществ

Из этого следует несколько практически значимых выводов:

- 1) исследование более тяжелых веществ требует повышения энергии квантов;
- 2) исследование легких веществ на невысоких энергиях повышает контрастное разрешение;
- 3) увеличение размеров объекта требует повышения энергии.

Тормозное рентгеновское излучение имеет непрерывный спектр в широком диапазоне энергий вплоть до некоторого предельного значения, величина которого определяется ускоряющим напряжением трубки V_0 :

$$V_0 e = h \nu_0 = \frac{hc}{\lambda_0} \quad (2.12).$$

Здесь e – заряд электрона, h – постоянная Планка, ν_0 – наибольшая частота электромагнитной волны, c – скорость света, λ_0 – наименьшая длина волны. Данное выражение впервые было экспериментально подтверждено в 1914 году американскими физиками Дуэйном и Ханком [102].

Если подставить все значения физических констант и переписать формулу (2.12), получим удобное для практического применения выражение для расчета наименьшей длины волны:

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{Ve} \approx \frac{1,2398 \text{ нм}}{V \text{ в кВ}}. \quad (2.13)$$

Рассмотрим подробнее факторы, влияющие на формирование спектра излучения рентгеновской трубки. Для этого удобно провести модельные эксперименты с помощью специализированных программ. Воспользуемся программой SpekCalc. Бесплатная версия имеет ограниченный функционал, но его достаточно для наглядной демонстрации [103–105].

2.7.3.1. Влияние ускоряющего напряжения на тормозной спектр

Определим спектральное распределение энергии квантов в зависимости от ускоряющего напряжения трубки. Для этого проведем моделирование со следующими параметрами:

- 1) диапазон энергий: 10–100 кэВ,
- 2) шаг по энергии: 0,5 кэВ,
- 3) угол выхода для трубки отражающего типа: 30 град,
- 4) выходное окно трубки: 1 мм алюминия,
- 5) расстояние до виртуального детектора спектра: 1 м,
- 6) материал мишени: вольфрам.

Изменим ускоряющее напряжение до 80 кВ, иначе говоря, проведем моделирование с диапазоном энергий от 10 до 80 кэВ, оставив неизменными другие параметры.

Результат сравнительного моделирования приведен на рис. 2.26. На графике, помимо спектрального распределения, указана средняя энергия квантов, которая для числа отсчетов N определяется как

$$E_{\text{ср}} = \frac{\sum_{n=1}^N P_n E_n}{N}, \quad (2.14)$$

где P_n – число квантов, E_n – энергия отсчета n . Для ускоряющего напряжения 100 кВ средняя энергия составляет 43,1 кэВ, для 80 кВ – 37,5 кэВ. Т.е. при повышении напряжения на 20 кВ, средняя энергия спектра возросла лишь на 5,6 кэВ. Отметим также, что число квантов в широком диапазоне энергий увеличивается довольно равномерно. Иначе говоря, с увеличением числа высокоэнергетических квантов пропорционально возрастает число низкоэнергетических.

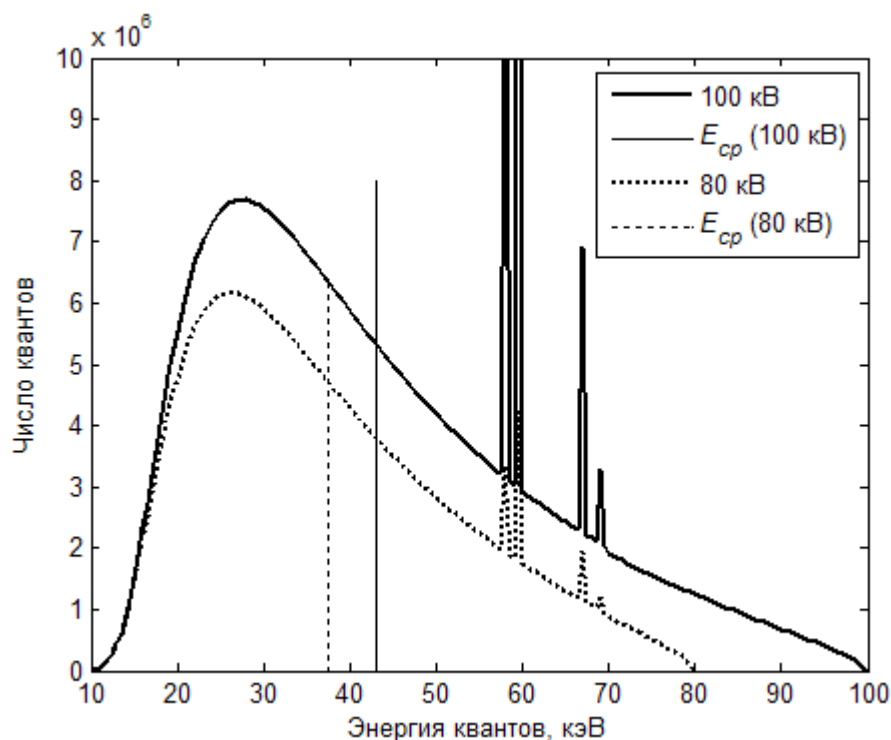


Рис. 2.26. Зависимость спектра от ускоряющего напряжения

2.7.3.2. Влияние дополнительной фильтрации на тормозной спектр

Проведем моделирование с целью определения влияния дополнительной фильтрации на спектральное распределение. Для этого возьмем условия моделирования для ускоряющего напряжения 80 кВ из п. 2.7.3.1, а во втором случае добавим дополнительный фильтр из алюминия толщиной 2 мм. Результат моделирования приведен на рис. 2.27. При наличии фильтра низкоэнергетическая часть интенсивнее поглощается, что приводит к увеличению средней энергии. Данный эффект также называется «ужесточение пучка». Наличие фильтра из

алюминия толщиной 2 мм привело к повышению средней энергии на 5,7 кэВ с 37,5 кэВ до 43,2 кэВ. Число квантов при этом снизилось примерно в 2,5 раза.

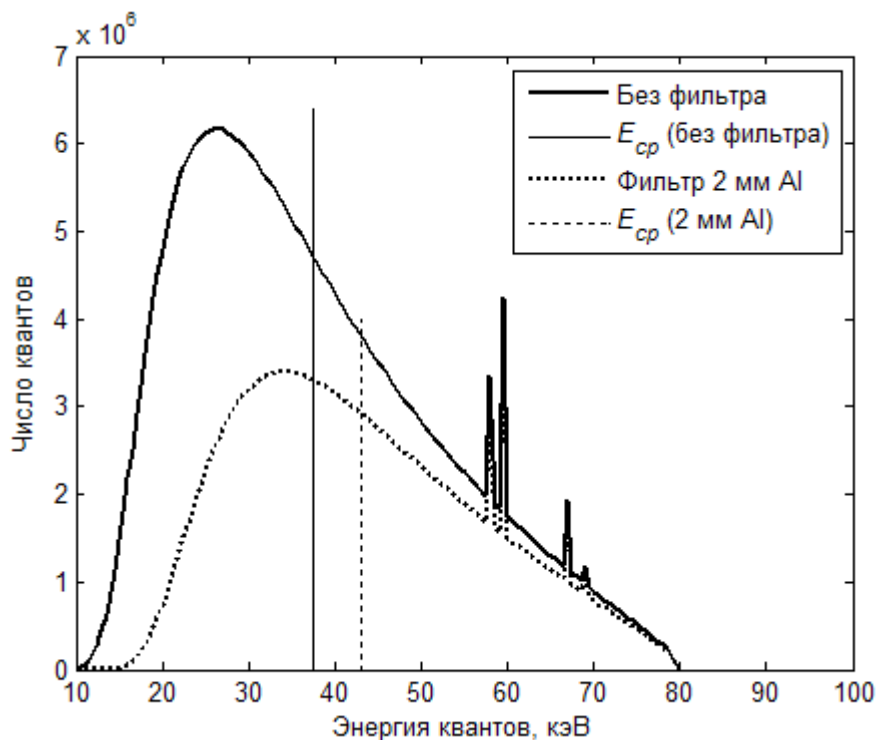


Рис. 2.27. Зависимость спектра от наличия фильтра

Коэффициент ослабления воздуха пренебрежительно мал в сравнении с твердыми веществами и жидкостями. Поэтому на практике считается, что воздух прозрачен для рентгена, т.е. коэффициент ослабления равен нулю. Смоделируем для диапазона энергий от 10 до 100 кэВ две ситуации: путь пучка по воздуху составляет 1 м и 0,2 м при прочих равных.

Как видно по результатам моделирования на рис. 2.28 ужесточение пучка из-за влияния воздуха действительно незначительное. При увеличении пути в пять раз с 0,2 м до 1 м разница в средних энергиях составляет 0,3 кэВ, а потери на поглощение — порядка 5%.

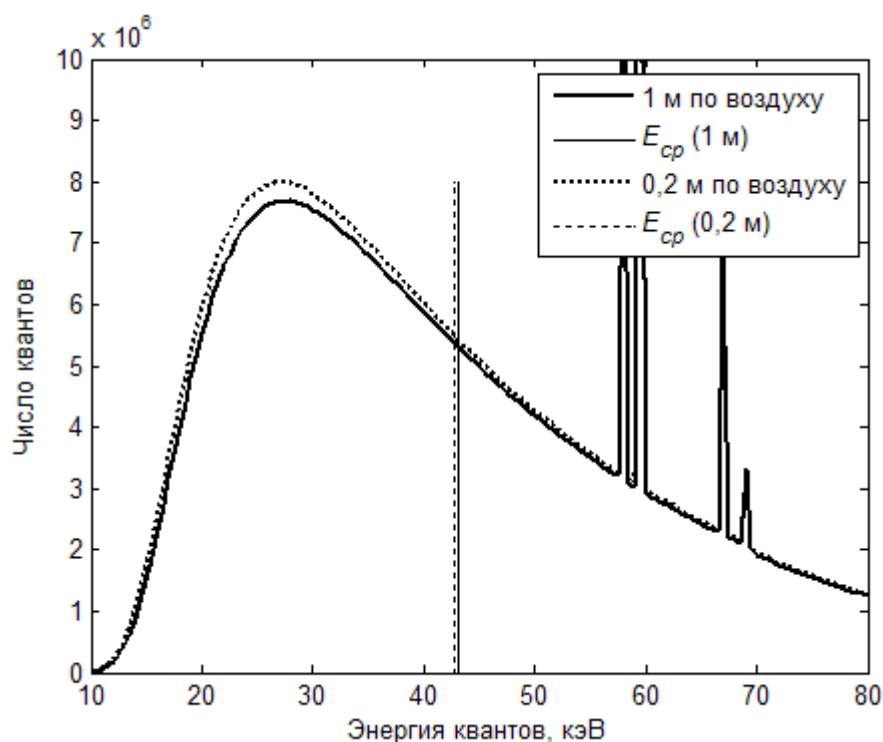


Рис. 2.28. Зависимость спектра от поглощения воздухом

Взаимодействие тормозного полихроматического излучения с веществом носит ярко выраженный нелинейный характер. Поэтому выбор оптимальных значений энергии излучения может носить лишь рекомендательный характер.

1) Сильнопоглощающие материалы, а именно материалы высокой плотности, с большим атомным номером и большой толщиной на пути прохождения пучка, требуют увеличения ускоряющего напряжения.

2) Использование фильтров для ужесточения пучка может стать эффективной мерой для исследования сильнопоглощающих материалов.

3) С повышением энергии излучения различие коэффициентов поглощения для большинства материалов снижается, что ведет к неизбежному ухудшению контрастного разрешения, т.е. различимости веществ и особенностей внутренней структуры.

2.7.4. Выбор параметров детектора

Как указывалось выше (п. 2.5.2.3), необходима калибровка детектора «по черному» для компенсации шума электроники. Типичный темновой сигнал де-

тектора Remote RadEye 200 для времени накопления 1 с представлен на рис. 2.29.

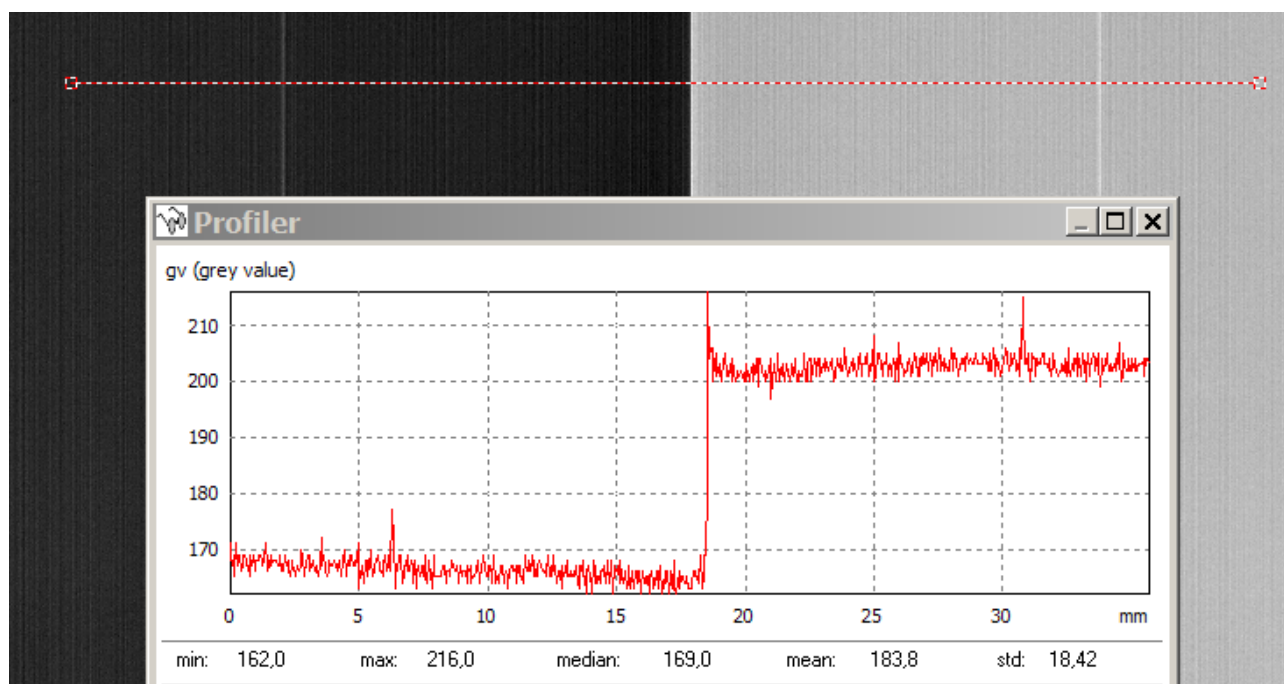


Рис. 2.29. Темновой сигнал детектора Remote RadEye 200

Уровень сигнала, в данном случае, находится в диапазоне 160-210 цифровых отчетов и немного отличается для разных областей, которые представляют собой сенсоры RadEye 100, из которых собран детектор. Калибровка выравнивает области между собой и приводит сигнал к минимальному значению, близкому к нулю.

Уровень темнового сигнала детектора растет пропорционально времени накопления. Кроме того, в процессе работы детектора по мере разогрева электронных компонентов происходит увеличение шума, что наблюдается как повышение уровня темнового сигнала (рис. 2.30). Поэтому необходимо производить калибровку перед каждым измерением или сканированием, причем на разогретом детекторе. Это особенно актуально для времени накопления, превышающем 2–3 секунды.

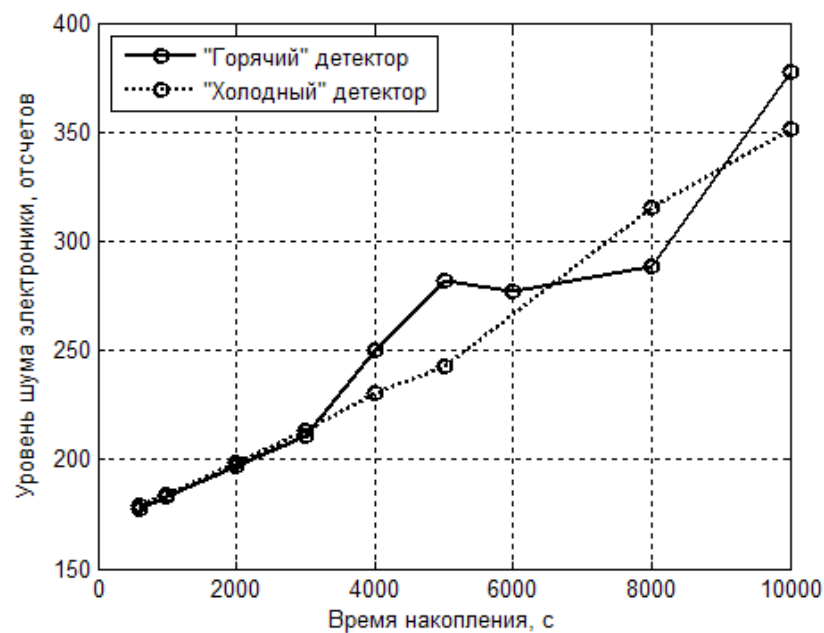


Рис. 2.30. Темновой сигнал детектора Remote RadEye 200

При включенном излучении сигнал с детектора крайне нелинейный. Это связано с различием в чувствительности отдельных сенсоров, отдельных пикселей и неравномерностью получаемой дозы на поверхности детектора (рис. 2.31).

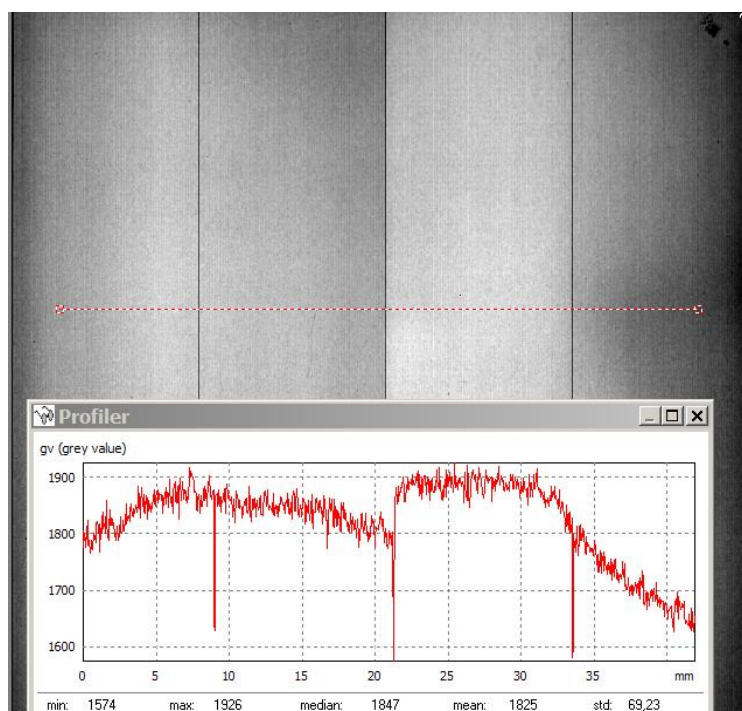


Рис. 2.31. Некалиброванный сигнал детектора Remote RadEye 200 с излучением

Калибровка «по белому» устраняет нелинейность, и наблюдается равномерный фон, искаженный шумом, который обусловлен статистической природой излучения (рис. 2.32).

Для количественной оценки шума используется безразмерная величина отношение «сигнал/шум» (*англ.* signal-to-noise ratio, SNR). В практике обработки изображений используется определение SNR в виде обратной величины коэффициента вариации, т.е., отношения среднего значения сигнала μ к его стандартному отклонению σ [106]:

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma}. \quad (2.15)$$

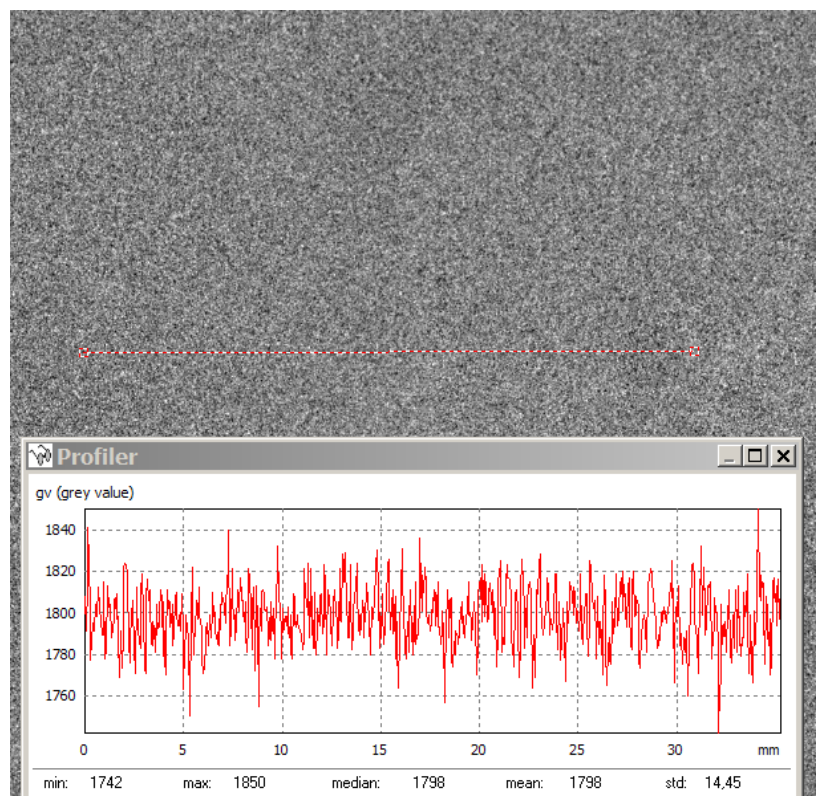


Рис. 2.32. Калиброванный сигнал детектора Remote RadEye 200 с излучением

Статистически рентгеновское излучение описывается распределением Пуассона, поэтому для числа детектируемых квантов P справедливо соотношение [106]:

$$SNR = \frac{P}{\sqrt{P}} = \sqrt{P}. \quad (2.16)$$

Число детектируемых квантов прямо пропорционально дозе излучения, регистрируемого детектором. Из этого следует, что на практике значение SNR ограничено для отдельного снимка или сета теневых проекций.

В качестве ориентировочного значения SNR можно использовать рекомендации стандартов на цифровую радиографию [95]. Согласно этому документу, для целей цифровой радиографии детекторы должны обеспечить SNR не менее 70.

На рис. 2.33 приведен пример измерения SNR средствами программы ISee, разработанной в институте BAM (Берлин, Германия) для анализа радиографических изображений [107].

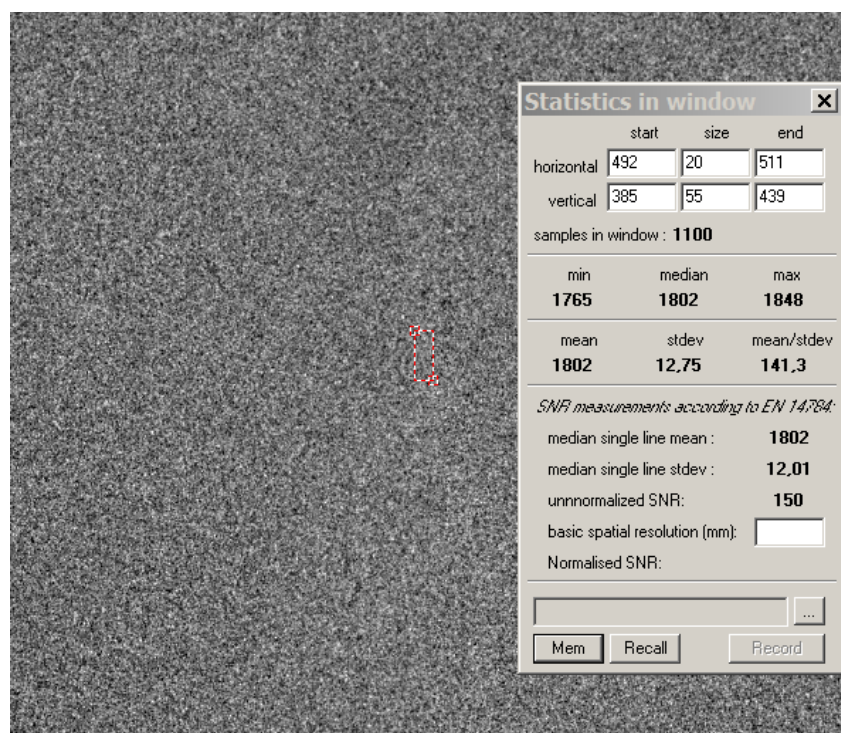


Рис. 2.33. Измерение SNR в программе ISee

Измерение в области размером 20×55 пикселей по формуле (2.15) дает значение 141,3 (mean/stdev), расчет по стандарту EN 14784 [108] дает значение 150 (unnormalized SNR). Здесь не будут обсуждаться нюансы того или иного способа измерения SNR, поскольку к томографии это имеет косвенное отношение.

Уровень шума обратно пропорционален квадрату числа полученных квантов, т.е. дозе излучения. Доза излучения D , в свою очередь, зависит от электрической мощности трубки: ускоряющего напряжения U и тока мишени I ; от времени накопления t , а также от расстояния S между источником и детектором следующим образом:

$$D \approx \frac{IU^2}{S^2} \cdot t. \quad (2.17)$$

Рассмотрим по отдельности все параметры с точки зрения регулировки получаемой дозы на детекторе.

- 1) Изменение расстояния от источника до детектора в собранной установке не предусматривается. Практически этот параметр исключается.
- 2) Ток мишени изменяется в узких пределах и не может превышать определенного значения из-за возможного перегрева трубки. В некоторых моделях вовсе не предусмотрено регулирование тока анода. Таким образом, возможности регулирования дозы этим параметром ограничены.
- 3) Ускоряющее напряжение выбирается, главным образом, в зависимости от объекта контроля. Возможны небольшие изменения напряжения в большую или меньшую сторону от его оптимального значения. В целом, это довольно гибкий параметр для управления дозой излучения.
- 4) Время накопления для выбранного детектора изменяется от 0,55 секунд до любого произвольного значения. Это наиболее эффективный способ регулирования получаемой дозы.

Таким образом, основными средствами регулирования дозы являются время накопления и ускоряющее напряжение.

Однако для одного кадра получаемая доза ограничена некоторым пороговым значением, обусловленным насыщением считывающей электроники. Производители рекомендуют регистрировать сигнал на уровне 50% или чуть выше

от предельного значения динамического диапазона. Для детектора Remote RadEye 200 динамический диапазон составляет 12 бит, т.е. 4096 отчетов, поэтому оптимальным уровнем «белого» сигнала можно считать 2000 цифровых отчетов. Однако, необходима экспериментальная проверка фактически доступного динамического диапазона.

На рис. 2.34 приведены экспериментальные результаты по определению уровня калиброванного по «черному/белому» сигнала детектора в зависимости от напряжения и времени накопления.

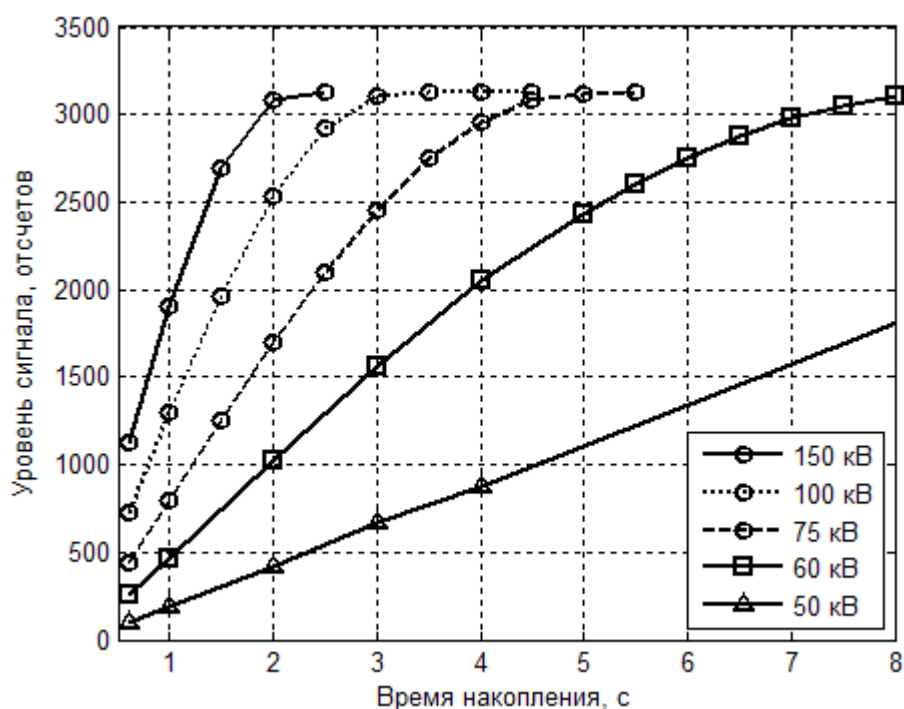


Рис. 2.34. Уровень калиброванного сигнала детектора в зависимости от времени накопления при различном ускоряющем напряжении

На рис. 2.34 наблюдается порог насыщения детектора, когда увеличение времени накопления уже не сказывается на уровне сигнала. Для данного детектора это значение находится на уровне около 3100 отчетов. На участке от нуля до 2000 отчетов ответ детектора линеен полученной дозе для всего диапазона энергий от 50 до 150 кВ. Рассмотрев детальнее кривую отклика детектора для энергии 75 кВ, можно констатировать, что отклонение от линейной зависимости начинается после 2000 отчетов (рис. 2.35).

Сопоставив энергию излучения, время накопления и достигаемый уровень SNR (табл. 2.5), приходим к выводу, что с увеличением напряжения уровень шума повышается. Это вызвано тем, что кванты более высоких энергий слабее взаимодействуют со слоем сцинтиллятора. Понижение напряжения, с другой стороны, требует существенного увеличения времени накопления.

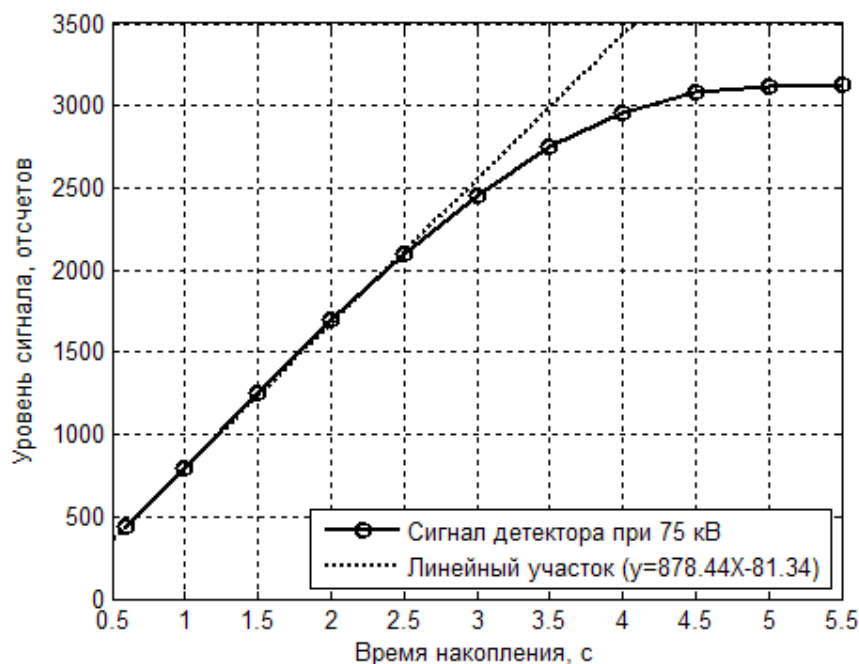


Рис. 2.35. Уровень калиброванного сигнала детектора в зависимости от времени накопления при ускоряющем напряжении 75 кВ

Таблица 2.5. Оптимальное время накопления и соответствующие максимальные значения SNR для различных режимов источника

Напряжение, кВ	Ток мишени, мкА	Время накопления, с	SNR
50	70	8,8	180
60	90	3,9	172
75	95	2,4	172
100	100	1,5	155
125	100	1,2	147
150	100	1,05	134

2.8. Выводы по главе 2

В данной главе решена задача выбора основных узлов разрабатываемого томографа, а также описана конструкция изготовленного томографа.

1. Томограф TOLMI-150-10 обеспечивает ускоряющее напряжение до 150 кВ, разрешение на уровне десятков микрон, позволяет исследовать образцы с поперечным размером до десяти сантиметров.
2. Программа управления томографом позволяет производить необходимые настройки и выбор параметров сканирования.
3. Экспериментально определен динамический диапазон применяемого детектора.
4. Установлены оптимальные параметры работы детектора в зависимости от применяемого ускоряющего напряжения рентгеновской трубки.
5. Описаны принципы и алгоритм выбора параметров сканирования (рис. 2.36).

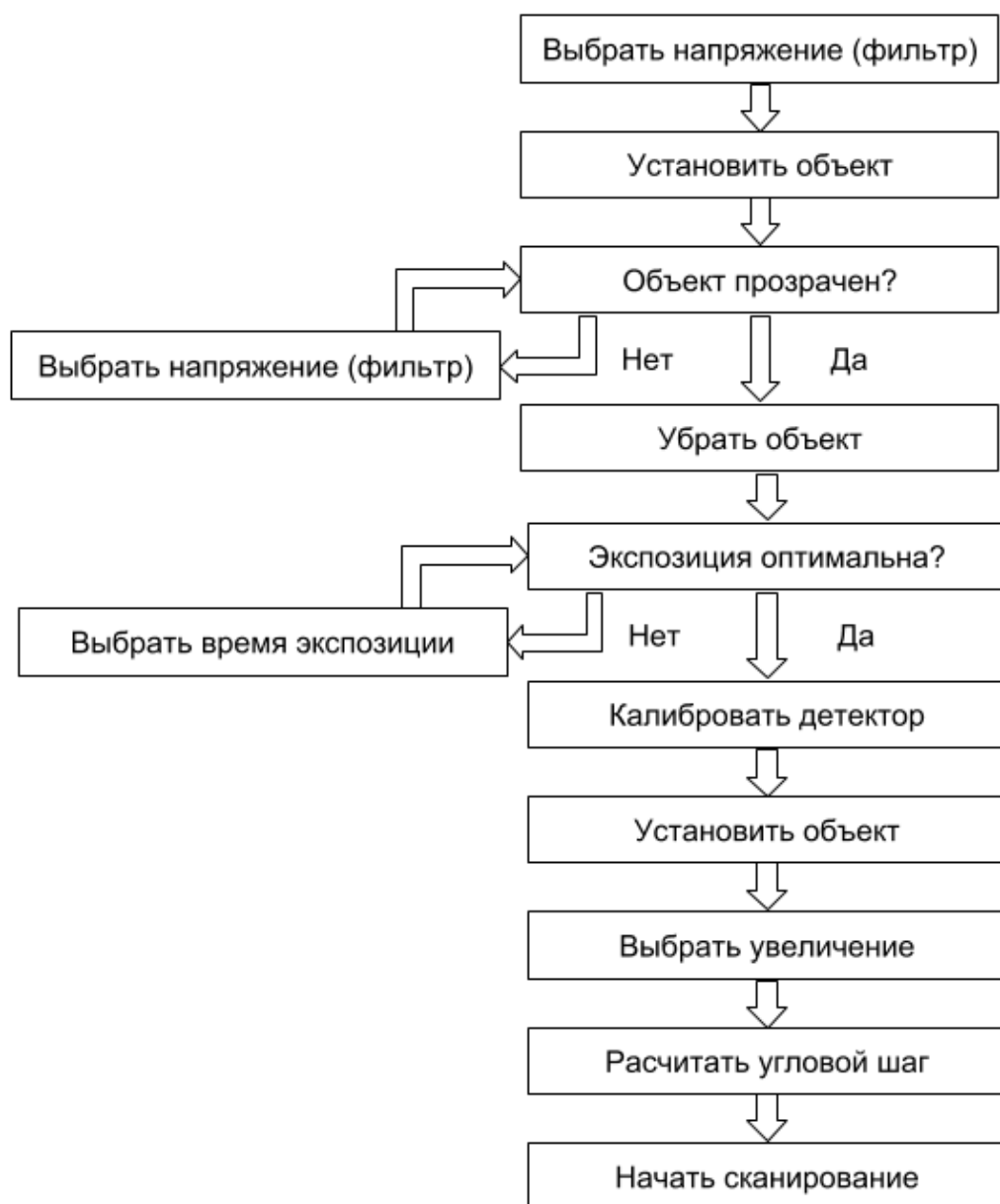


Рис. 2.36. Алгоритм выбора параметров томографического сканирования

ГЛАВА 3. Погрешности измерений в исследовательской томографии

3.1. Классификация ошибок измерений в процессе томографии

Задачей исследовательских томографов является измерение двух физических величин: объемного распределения коэффициентов ослабления и геометрических размеров элементов внутренней структуры, а также наружных размеров исследуемого объекта. Любая установка производит измерения с определенной погрешностью. Томография – многоэтапный процесс измерения и на каждом этапе вносятся свои погрешности.

В работе [106] была предложена схема томографического процесса с точки зрения накопления погрешностей, которая состоит из пяти этапов (рис. 3.1).

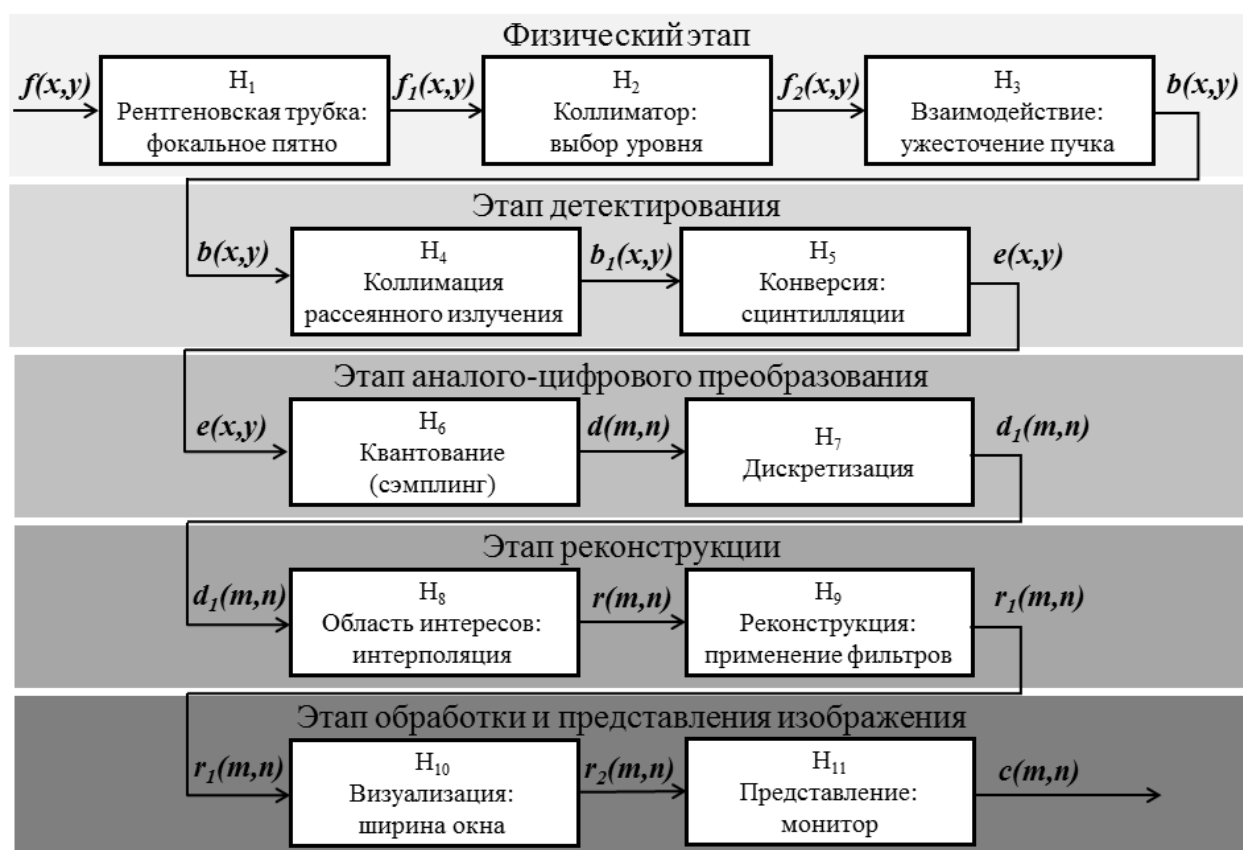


Рис. 3.1. Тракт передачи исходного сигнала от рентгеновской трубки до представления на мониторе

Исходный сигнал $f(x,y)$ в процессе детектирования и дискретизации в численные массивы $g(n,m)$ и до представления на мониторе томограммы $s(n,m)$ подвергается искажениям, которые на каждом шаге описываются некоторой функцией передачи H_i . Кратко опишем этапы.

1. Физический этап описывает характеристику рентгеновского пучка. На изменение сигнала оказывают влияние размер фокального пятна, его положение в пространстве (дрейф) и изменение размеров в процессе сканирования. Коллимация, если таковая используется, также влияет на исходный сигнал. Физическая природа сигнала на этом этапе не меняется. Значительное влияние оказывает ужесточение пучка полихроматического пучка из-за фильтров и при взаимодействии с объектом исследования.
2. На этапе детектирования сигнал изменяется вследствие коллимации рассеянного излучения сцинтиллятором, а затем изменяет свою физическую природу: фотоны рентгеновского спектра переходят в видимое излучение и преобразовываются в электрический сигнал фотодиодами. Фактически, пространственная дискретизация происходит уже на этом этапе. Однако для лучшего разделения каждой причины искажения сигнала этот эффект целесообразно выделить в отдельный этап.
3. На этапе аналого-цифрового преобразования электрический сигнал фотодиодов подвергается пространственной дискретизации и оцифровке.
4. На этапе реконструкции происходит повторная дискретизация сигнала, которая зависит от числа полученных проекций и углового шага сканирования (см. п. 2.7). Также функции передачи сигнала на этом этапе зависят от используемого алгоритма реконструкции и применяемых фильтров.
5. На этапе обработки и представления изображения происходит окончательная дискретизация сигнала, при которой вещественные значения полученных коэффициентов ослабления переводятся в целочисленные

значения графического формата, необходимого для отображения на мониторе или бумажном носителе.

Представленная модель тракта передачи сигнала не является исчерпывающей и обладает спецификой, характерной для томографов медицинского назначения. Однако ключевые этапы в ней отражены, что позволяет взять данную модель за основу оценки точности разработанной установки TOLMI-150-10.

В качестве ключевых параметров, которые влияют на конечную функцию передачи исходного сигнала, автор сформулировал и исследовал следующие:

- 1) размер фокального пятна трубки;
- 2) величина дрейфа фокального пятна в процессе работы трубки;
- 3) разрешающая способность детектора;
- 4) функция передачи модуляции (ФПМ) детектора;
- 5) величина итоговой нерезкости теневых проекций;
- 6) влияние параметров реконструкции на ФПМ томографического среза;
- 7) влияние положения реконструируемого слоя относительно центральной линии на ФПМ томографического среза;
- 8) влияние проекционного увеличения на ФПМ томографического среза.

В данной главе будет изложена суть названных параметров и результаты их измерений.

3.2. Размер фокального пятна

Действительное фокальное (или фокусное) пятно – это пространственная область в мишени рентгеновской трубки, где возникает тормозное излучение под действием бомбардирующих электронов. Эффективное фокальное пятно – это проекция действительного пятна на плоскость, параллельную плоскости регистрирующего детектора. Конечные размеры фокального пятна – фундаментальное ограничение метода компьютерной томографии.

Измерение размеров фокального пятна необходимо не только для оценки передающей функции, но и для проверки стабильности размеров в процессе эксплуатации аппарата.

К настоящему времени разработана серия международных стандартов, описывающих процедуру измерения фокального пятна рентгеновских трубок различного класса. Для используемого источника РАП 150МН следует использовать стандарт BS EN 12543-5 [109] или стандарт ASTM E2903-13 [110], который является современной версией первого. В данной работе автор опирался на оба стандарта, так как изложенные в них методы практически идентичны и предназначены для трубок с размером фокального пятна от 5 до 300 мкм и ускоряющим напряжением до 225 кВ включительно.

Используемый метод подразумевает косвенное определение размеров фокального пятна с помощью измерения геометрической нерезкости на границе тест-объекта. В качестве тест-объекта использовалась вольфрамовая проволока диаметром $1 \pm 0,01$ мм. Расстояние между объектом и детектором должно соответствовать оптическому (геометрическому) увеличению от 20 до 100 (рис. 3.2), причем меньшее фокальное пятно требует большого увеличения в пределах данного интервала.

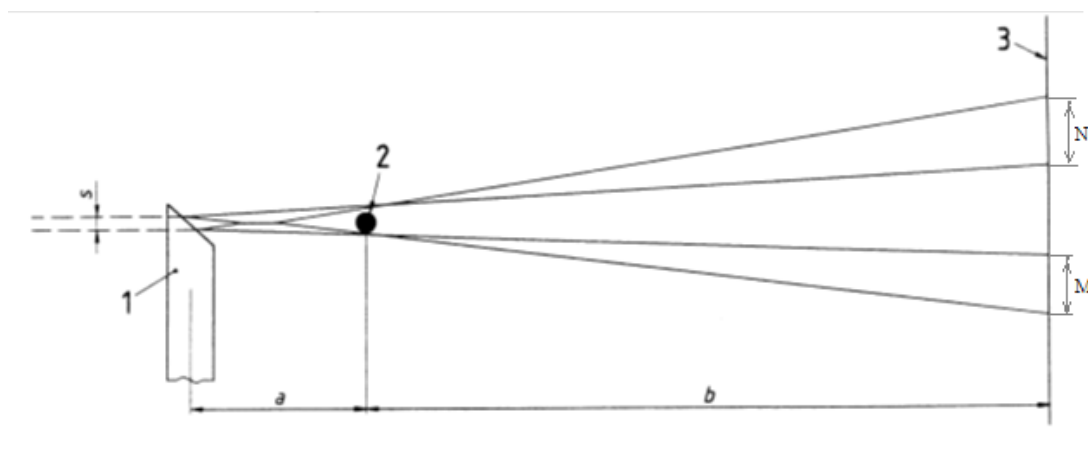


Рис. 3.2. Позиционирование исследуемого объекта. 1 – анод рентгеновской трубки; 2 – тест-объект; 3 – плоскость детектора; s – эффективный размер фокального пятна; a – расстояние «источник-объект»; b – расстояние «объект-детектор»; M и N – нерезкости граней проекции объекта

Оптическое увеличение рассчитывается по формуле

$$\nu = \frac{a+b}{a}. \quad (3.1)$$

Необходимо произвести два снимка: для горизонтального и вертикального расположения тест-объекта. На полученном снимке анализируется профиль интенсивности, взятый вдоль прямой, перпендикулярной оси симметрии тест-объекта, как показано на рис. 3.3. Для анализа использовалась программа Isee [107]. Размер фокального пятна пропорционален величине нерезкости граней объекта. При вертикальном расположении проволоки, по профилю интенсивности диаметр D_L определяется как расстояние между точками B и C (рис. 3.4), которые соответствуют 50% максимального контраста изображения. Соответственно определяется диаметр D_W для горизонтально расположенной проволоки.

Таким образом, величина оптического увеличения равна

$$\nu_{L,W} = \frac{D_{L,W}^D}{D^R}, \quad (3.2)$$

где D^R – действительный диаметр проволоки, мкм; $D_{L,W}^D = D_{L,W} \cdot 96$ мкм – диаметр проекции объекта, мкм.

Далее, согласно рис. 3.4, определяется значение точек C и D , соответствующих 90% процентам максимального контраста. Размеры фокального пятна L и W определяются, используя выражения (3.3) и (3.4)

$$L = \frac{\overline{EF} + \overline{GH}}{\nu_L}, \quad (3.3)$$

$$W = \frac{\overline{EF} + \overline{GH}}{\nu_W}. \quad (3.4)$$

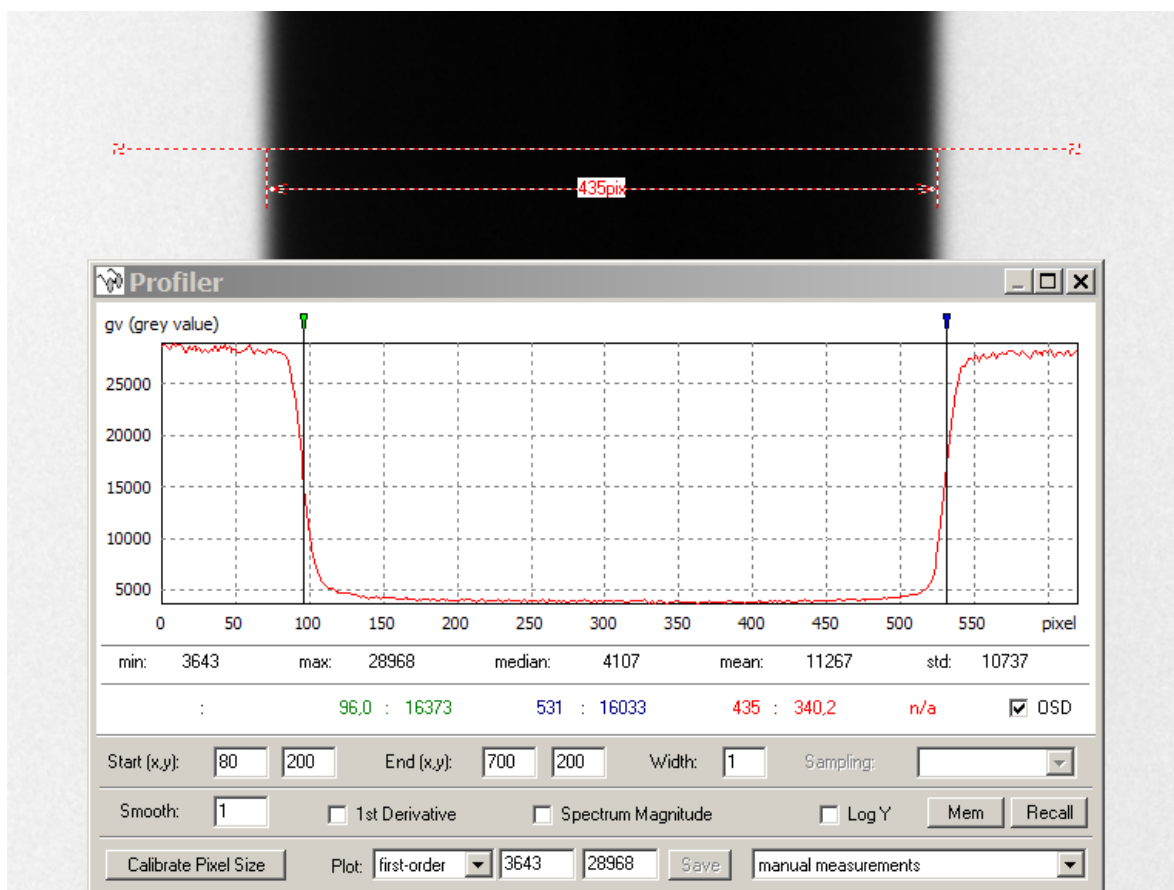


Рис. 3.3. Процедура измерения нерезкости граней в программе ISee

Результат измерения размеров фокального пятна при различных ускоряющих напряжениях представлен на рис. 3.5. Измерения показывают, что фокальное пятно сильно отличается от окружности, так как размеры полутени от тест-объекта в ортогональных направлениях не равны. Если отложить полученные значения как полуоси эллипса на координатных осях, то получим картину, как показано на рис. 3.6. Экспериментов по определению фактической формы фокального пятна не проводилось, поэтому рис. 3.6 не отражает реальной ситуации, а просто иллюстрирует самое явление.

В качестве эффективного размера фокального пятна в дальнейшем будет использовано среднее арифметическое значение по всем экспериментальным точкам, равное 43 мкм, как наиболее вероятное значение для горизонтального и вертикального направлений.

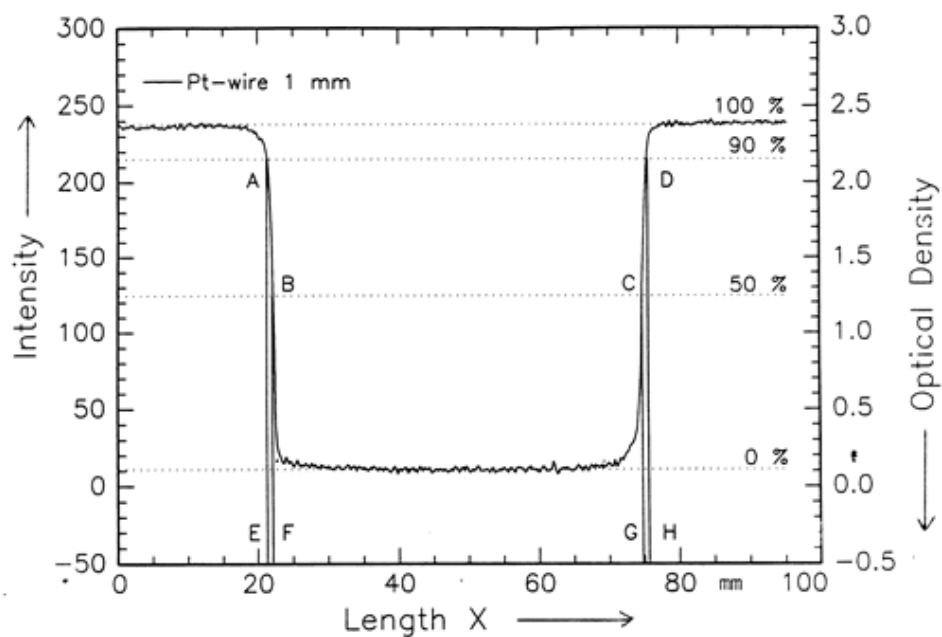


Рис. 3.4. Схема определения нерезкости для расчета размеров фокального пятна

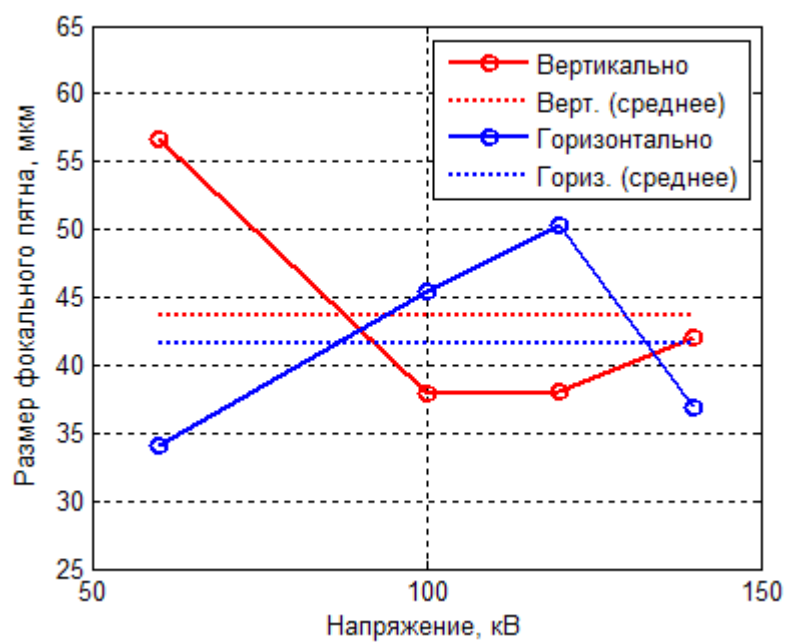


Рис. 3.5. Размер фокального пятна для TOLMI150-10 при различном ускоряющем напряжении

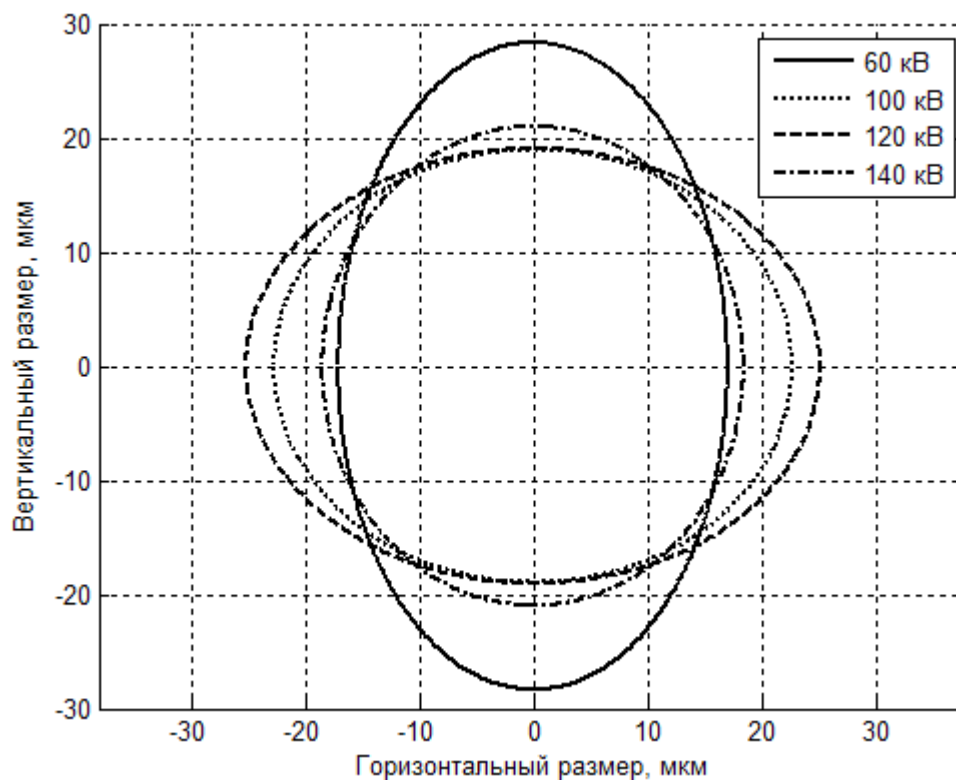


Рис. 3.6. Модель формы фокального пятна при различном ускоряющем напряжении

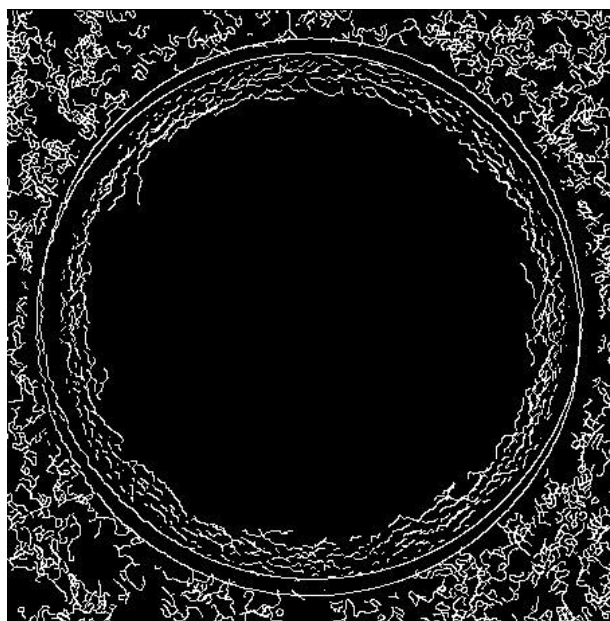
3.3. Дрейф фокального пятна

В работе [111] исследована величина дрейфа фокального пятна, и зависимость этой величины от времени работы рентгеновской трубки. В данной работе автор применил описанную методику. Для измерения дрейфа использовался тест-объект – стальной шарик диаметром 2,4 мм. Была произведена серия снимков за одно включение трубки, чтобы симитировать процесс реального томографического сканирования. Серия состояла из 5 снимков, полученных с интервалом в 1 минуту и из 7 снимков, полученных с интервалом в 5 минут. Таким образом, был зафиксирован краткосрочный процесс работы в течение 5 минут и длительный процесс работы трубки в течение 45 минут. Потенциал анода был выбран заведомо высоким – 140 кВ, чтобы обеспечить максимальный разогрев мишени и установить наибольшую величину дрейфа. Измерения

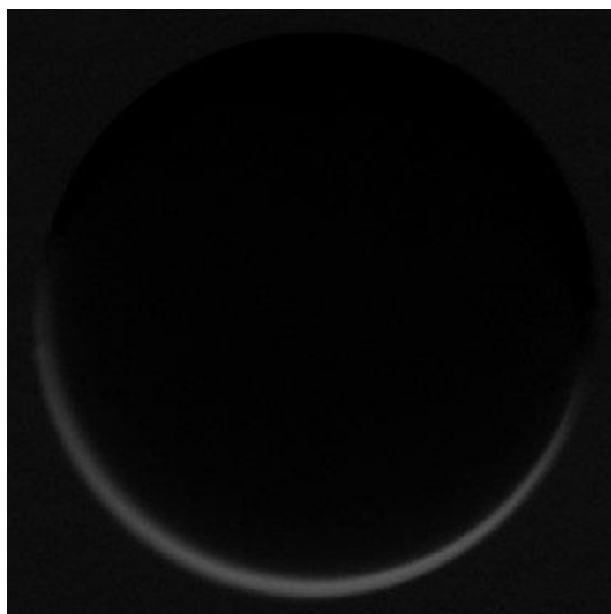
проводились после 20-минутного разогрева трубки, что является обычным явлением, так как перед началом сканирования производятся калибровочные измерения, выбор режима сканирования и позиционирование объекта исследования.

Детектирование граней осуществляется поиском областей изображения, обладающих наибольшим градиентом контраста [112]. После этого, используя алгоритм Хафа [113] в полученный контур вписывалась окружность. Найдя, таким образом, координаты центра вписанной окружности для каждого сделанного снимка и проецируя результаты на фокальную плоскость, можно оценить дрейф фокального пятна. Этот метод позволяет измерить значение дрейфа в вертикальном и горизонтальном направлениях.

На рис. 3.7 (а) на одном изображении показаны контуры шарика с первого и последнего снимков. На рис. 3.7 (б) показан результат вычитания первого сделанного снимка из снимка, сделанного в конце эксперимента. Просматривается изменение положения тени объекта, падающей на детектор.



а) Контуры



б) Вычитание

Рис. 3.7. Контуры шарика на первом и последнем изображении (а) и результат вычитания первого изображения из последнего (б)

На рис. 3.8 представлены результаты измерений в виде зависимости отклонения центра вписанной окружности от первоначального положения от времени работы трубки. Размер пикселя составил 5,86 мкм. Перемножив смещение в пикселях на размер пикселя, получаем отклонение в микронах. Отдельно приведены отклонения в горизонтальном и вертикальном направлении, а также суммарное отклонение, которое определяется как длина вектора

$$s = \sqrt{x^2 + y^2} . \quad (3.5)$$

В первые пять минут отклонение не превышали размера пикселя. Последующие 8 измерений обнаруживают отклонение центра на 72,7 мкм и 18,1 мкм в горизонтальном и вертикальном направлении соответственно, суммарное отклонение составило 73,6 мкм. Однако это отклонение есть спроецированное с увеличением. Проекционное увеличение M составило

$$M = 96 / 5,86 = 16,3823 . \quad (3.6)$$

Здесь 96 мкм – размер пикселя детектора. Действительная величина дрейфа определяется делением отклонений на значение проекционного увеличения. Таким образом, величина дрейфа фокального пятна составила 4,36 мкм в горизонтальном и 1,09 мкм в вертикальном направлении. Суммарная величина дрейфа составила 4,49 мкм (рис. 3.9).

При установленном размере фокального пятна 43 мкм относительная величина дрейфа составляет примерно 10%. Учитывая корреляцию между напряжением трубки и величиной дрейфа фокального пятна [111], справедливо предположить, что при работе на меньших напряжениях дрейф пятна так же уменьшится. Стоит так же отметить, что диаметр исследуемых окружностей, а, следовательно, и диаметр фокального пятна, оставался неизменным на всем протяжении эксперимента. Можно сделать вывод, что размеры пятна существенно не изменяются при длительной работе установки.

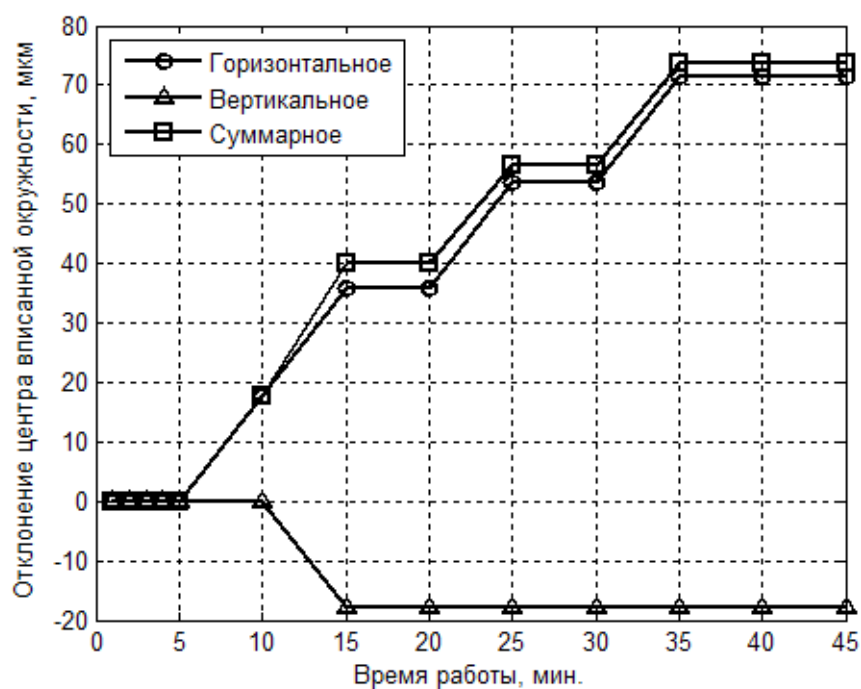


Рис. 3.8. Зависимость отклонения центра окружности от его первоначального положения в процессе работы трубки

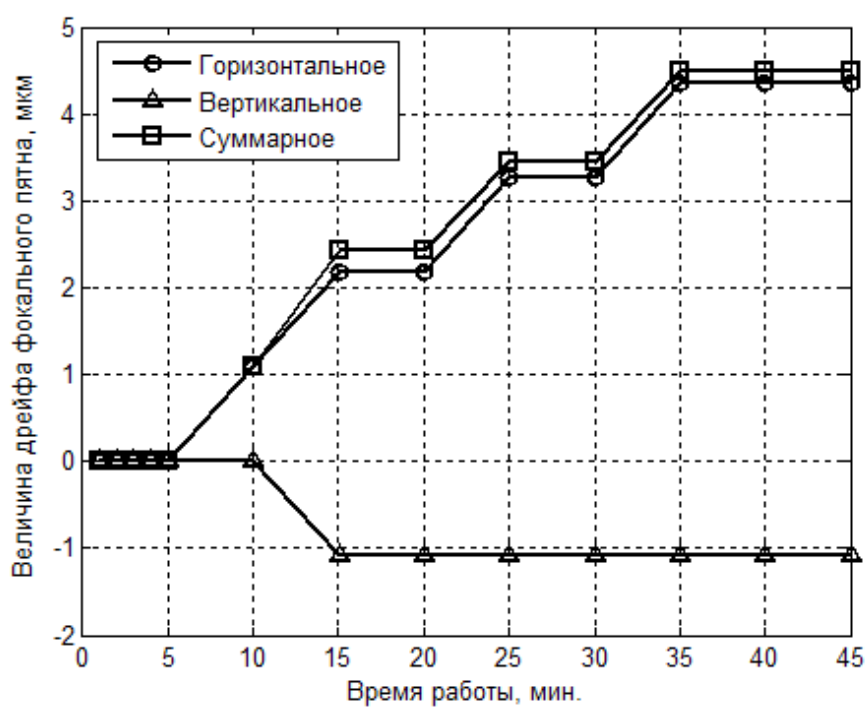


Рис. 3.9. Дрейф фокального пятна трубки

Дрейф фокального пятна приводит к проблеме несоответствия проекций, как если бы исследуемый объект двигался в процессе сканирования. Информация, полученная при измерении величины и направления дрейфа подобным

способом, может быть напрямую использована для компенсации этой проблемы в процессе реконструкции. Причины дрейфа фокального пятна не исследованы в данной работе, однако предполагается, что дрейф может быть вызван термической перегрузкой мишени-анода, что объяснило бы устойчивую корреляцию между анодным потенциалом и величиной дрейфа [111].

3.4. Определение базового пространственного разрешения детектора

Одним из ключевых параметров детектора является базовое пространственное разрешение. Процедура измерения этой характеристики изложена в стандарте ISO 17636-2 [95]. Для измерений используется индикатор качества изображения IQI – Image Quality Indicator, описанный в стандартах BS EN 462-5, ASTM E2002-98 и ISO 19232-5 [114–116]. Индикатор представляет собой 13 проволочных пар. Первые три пары изготовлены из вольфрама, остальные – из платины. Проволочные пары заключены в жесткий пластик. Расстояние между проволочками равно одному диаметру проволочек в паре. Первая пара состоит из проволочек диаметром 0,8 мм, последняя – из проволочек диаметром 0,05 мм, диаметр проволочек соответствует логарифмическому ряду: 0,8, 0,63, 0,5, ..., 0,063, 0,05 мм. Чертеж и внешний вид индикатора приведен на рис. 3.10.

Для определения базового пространственного разрешения детектора индикатор прикладывается к поверхности детектора, чтобы избежать проекционного увеличения. Для устранения эффекта алиасинга индикатор размещается под углом 2° – 5° относительно строк (или рядов) детектора. Полученный снимок анализируется в специализированной программе, например ISee [107].

Выбирается область по длине индикатора, так чтобы ширина составляла не менее 21 линии. Это нужно для улучшения отношения «сигнал-шум» (рис. 3.11).

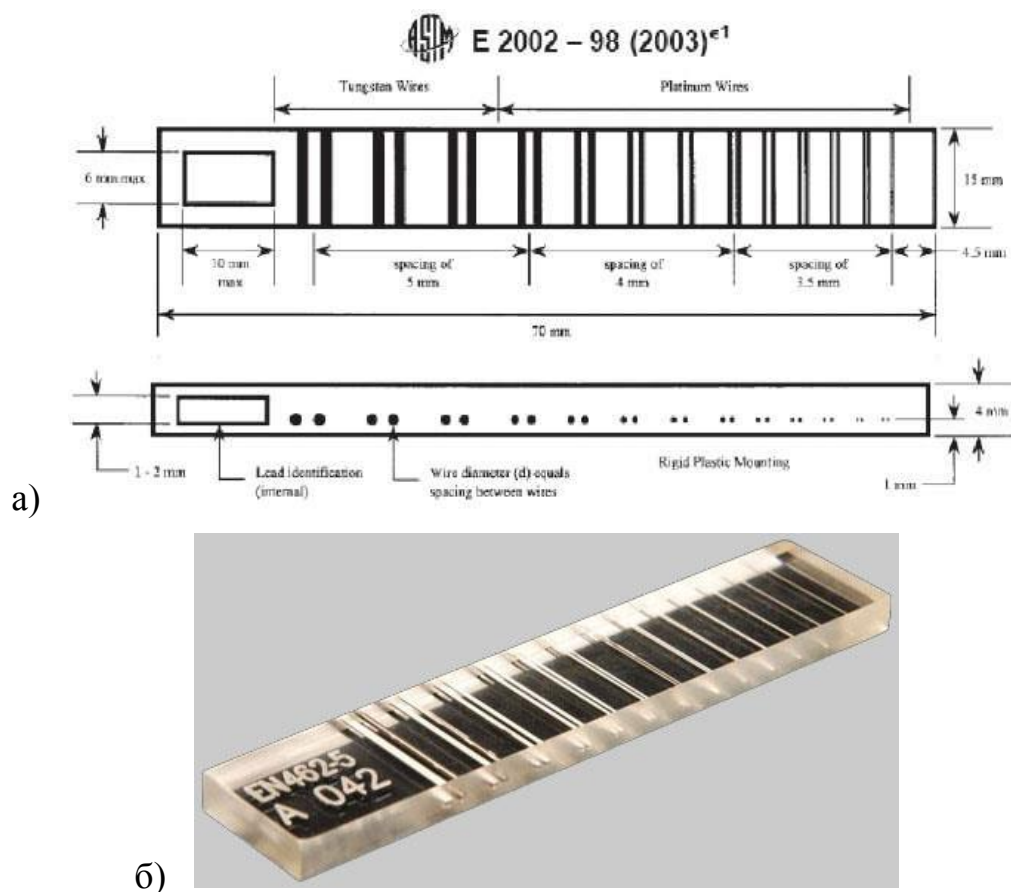


Рис. 3.10. Чертеж индикатора (а) и его внешний вид (б)

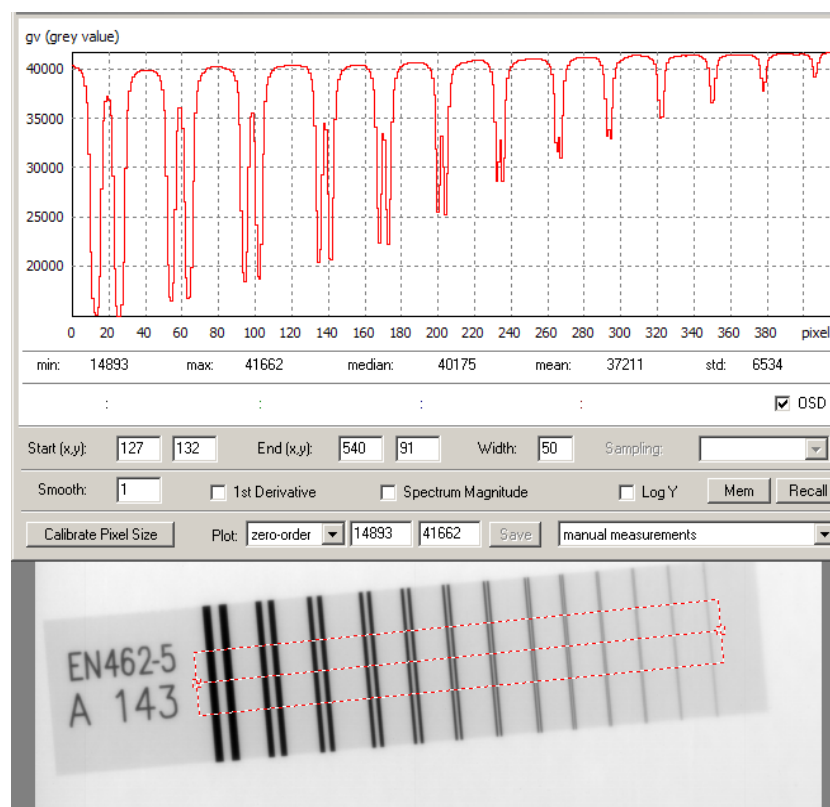


Рис. 3.11. Процедура измерения нерезкости в программе ISee

Первая пара, которая на профиле будет разделена менее чем на 20%, иначе говоря, будет иметь модуляцию менее 20%, соответствует предельной нерезкости изображения U_i , которая связана с базовым пространственным разрешением детектора SR_B по формуле:

$$SR_B = \frac{1}{2} U_i. \quad (3.7)$$

Величина модуляции (обозначается *dip*) на паре проволок вычисляется как относительная разница между суммой «впадин» и «пиком» (рис. 3.12):

$$dip = \frac{A + B - 2C}{A + B} \cdot 100\%. \quad (3.8)$$

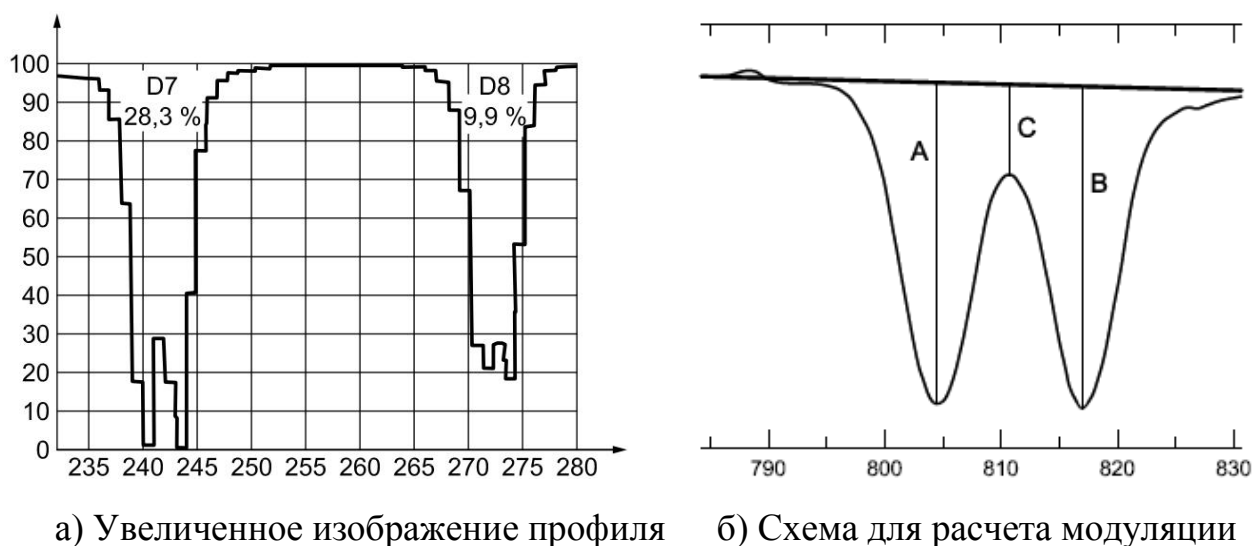


Рис. 3.12. Процедура измерения модуляции (*dip*, %)

Для определения более точного значения SR_B значение модуляции в 20% находится аппроксимацией значений от соседних проволочных пар. Применяется полиномом второго степени. Точка пересечения аппроксимирующей функции с линией, на уровне 20% модуляции соответствует искомому значению.

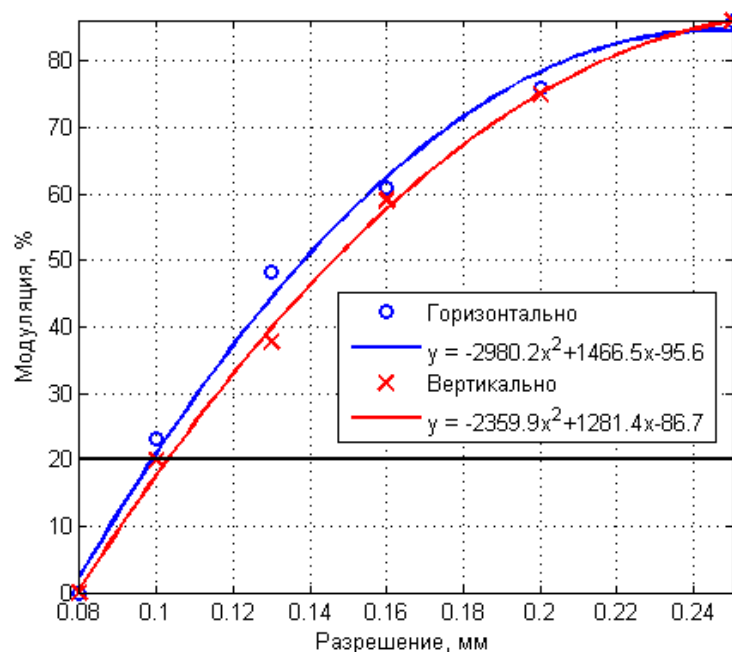


Рис. 3.13. Результат измерения SR_B детектора Remote RadEye 200 в горизонтальном и вертикальном направлениях

На рис. 3.13 представлен результат измерения разрешения для детектора Remote RadEye 200, используемого в томографе TOLMI 150-10. Размер пикселя детектора составляет 96 мкм, пространственное разрешение в горизонтальном направлении составило 99 мкм, в вертикальном – 103 мкм. Можно констатировать, что базовое пространственное разрешение данного детектора очень близко к идеальному, которое определяется размером пикселя.

Отметим, что на рис. 3.13 представлен участок ФПМ детектирующей системы. Подробнее о ФПМ речь пойдет в п. 3.6.

3.5. Нерезкость теневых проекций при различных увеличениях

Исходные теневые проекции представляют собой радиографические изображения, полученные при определенном проекционном увеличении. Поэтому к ним применимо понятие нерезкости в терминах стандарта ISO 17636-2 [95]. Итоговая нерезкость теневых проекций U определяется пространственным разрешением детектора SR_B , геометрической нерезкостью U_g и величиной проекционного увеличения M :

$$U = \frac{1}{M} \sqrt{U_g^2 + (2SR_B)^2} . \quad (3.9)$$

В свою очередь величина U_g зависит от размера фокального пятна f и увеличения M :

$$U_g = f \left(1 - \frac{1}{M} \right) . \quad (3.10)$$

Введем новую величину U_D , которая характеризует нерезкость, вносимую детектором, и определяется как

$$U_D = \frac{2SR_B}{M} . \quad (3.11)$$

Из выражений (3.9), (3.10) и (3.11) следует, что итоговая нерезкость теневой проекции есть функция увеличения для рассматриваемой установки, т.е. при постоянных f и SR_B справедливо:

$$U(M) = \sqrt{U_g^2(M) + U_D^2(M)} , \quad (3.12)$$

где U_D определяется выражением (3.11), а U_g , после деления на M , примет вид:

$$U_g = f \left(\frac{M-1}{M^2} \right) . \quad (3.13)$$

Однако, анализ выражений (3.11–3.13) показывает, что общая нерезкость $U(M) \rightarrow 0$ при $M \rightarrow \infty$, что не может соответствовать действительности. В работе [117] излагается подход, который устраняет данное противоречие модели. Предлагается рассматривать не зависимость нерезкости от увеличения, а отношение общей нерезкости к нерезкости детектора $U/(2SR_B)$, которое определяется как

$$\frac{U}{2SR_B} = \sqrt{\frac{1}{M^2} + \left(1 - \frac{1}{M} \right)^2 \cdot \frac{f^2}{(2SR_B)^2}} . \quad (3.14)$$

Наихудшее пространственное разрешение детектора составило 103 мкм (см. п. 3.4). Наиболее вероятное значение фокального пятна составило 43 мкм (см. п. 3.2). Результат расчета по формуле (3.14) с указанными параметрами приведен на рис. 3.14. На этом же графике приведена прямая, которая описыва-

ет геометрическую нерезкость, обусловленную размером фокального пятна [117].

Геометрическая нерезкость U_g' определяется как

$$U_g' = U_g \cdot M = f(M-1). \quad (3.15)$$

Точка пересечения графиков общей и геометрической нерезкости указывает на минимальную нерезкость теневых проекций для системы TOLMI-150-10. Это значение составляет 78 мкм или 12,8 пар линий/мм при увеличении 2,8, что соответствует размеру пикселя 34,3 мкм.

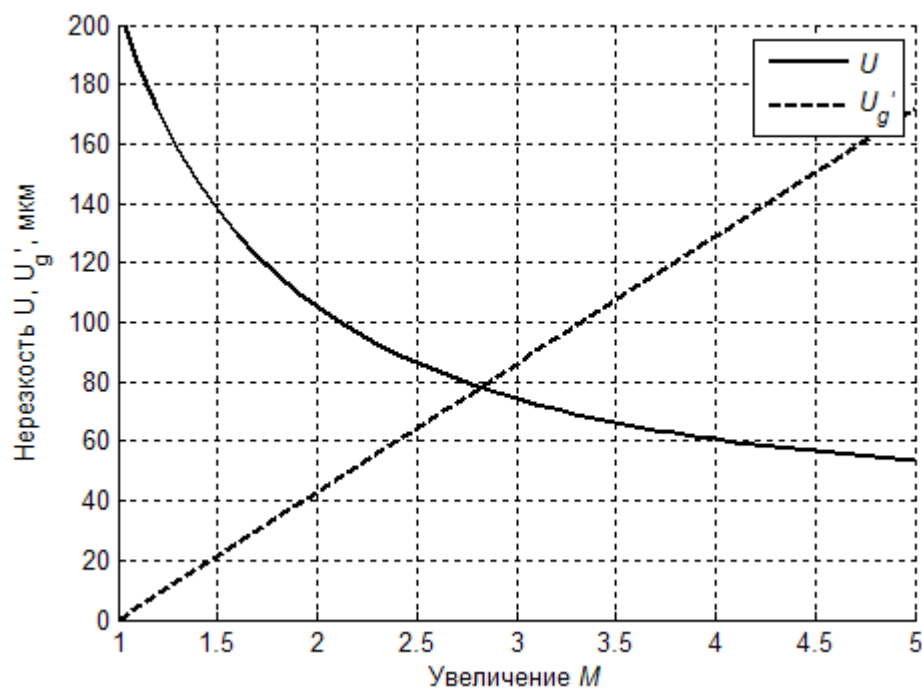


Рис. 3.14. Зависимость отношения $(U/2SR_B)$ для TOLMI-150-10

3.6. Функция передачи модуляции

Качество системы визуализации, будь то фотоаппарат, микроскоп, рентгеновский детектор или томограф, может быть описано ФПМ (*англ.* modulation transfer function, MTF). В отечественной литературе ФПМ также называется частотно-контрастной характеристикой. ФПМ определяется как отношение величины контраста изображения, получаемого при помощи системы визуализации к контрасту соответствующей области оригинала (исследуемого объекта) [106].

ФПМ увязывает две ключевые характеристики системы визуализации: пространственное разрешение и контрастную чувствительность. С увеличением разрешения, иначе говоря, с повышением пространственной частоты снижается контрастность изображения (рис. 3.15).

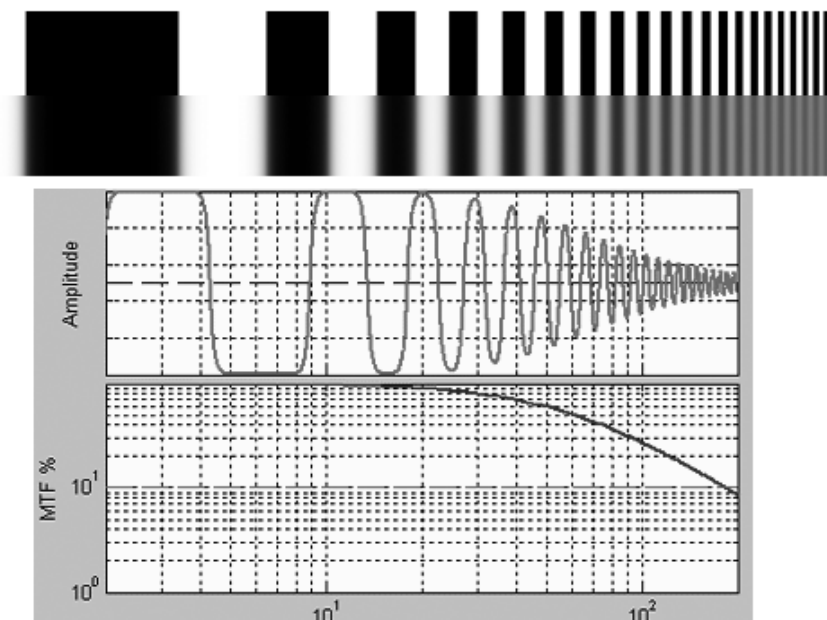


Рис. 3.15. ФПМ системы визуализации как функциональная зависимость контраста от пространственного разрешения

Тракт передачи сигнала в томографических системах достаточно протяжен, как указывалось в п. 3.1, поэтому практическую значимость представляет значение ФПМ не на отдельных этапах передачи, а итоговое ее значение. Существующие стандарты на компьютерную томографию предлагают следующий алгоритм измерения ФПМ [118-120].

В качестве тест-объекта выступает цилиндр, выполненный из однородного материала. В результате реконструкции сечение тест-объекта представляет собой круг, из центра которого проводятся лучи в разных направлениях (рис. 3.16а). На границе объекта берутся участки перехода от объекта к воздуху – так называемые функции отклика границы (*англ.* edge response function, ERF) (рис. 3.16б). Данные функции суммируются, чтобы снизить влияние шума, затем от итоговой интегральной функции отклика границы берется первая производная, которая представляет собой функцию распределения линии (*англ.* line spread

function, LSF) (рис. 3.16в). Применение преобразования Фурье к функции распределения линии дает ФПМ (рис. 3.16г).

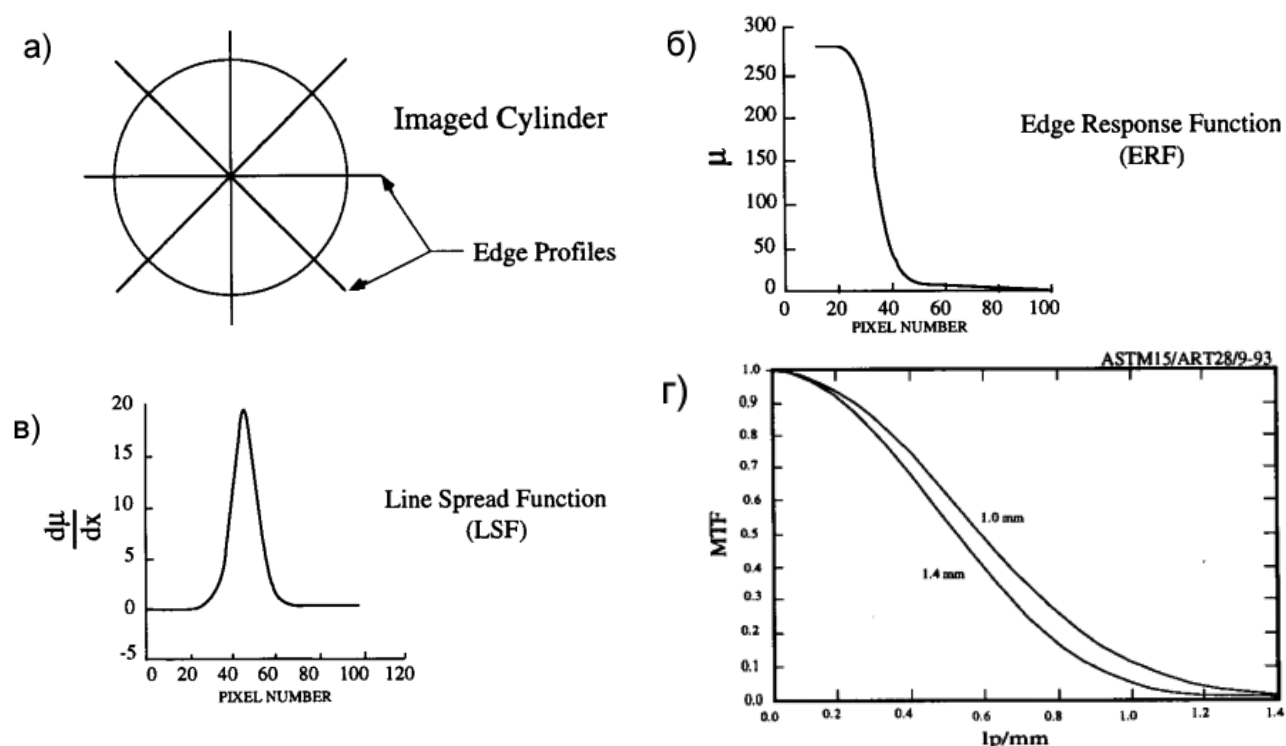


Рис. 3.16. Процедура получения ФПМ на цилиндрическом тест-объекте по ASTM E1560-11

Для определения ФПМ по описанной методике был использован цилиндр с гладкой поверхностью, выполненный из поликарбоната, диаметром 2,54 мм (1 дюйм). Размер вокселя после реконструкции составил 50,5 мкм.

Для проведения расчетов ФПМ по функции отклика границы была разработана программа в среде Matlab, интерфейс которой приведен на рис. 3.17. На программу получено свидетельство (см. Приложение 3).

В левой части программы отображается сечение тест-объекта. В правой части приведены элементы управления для построения описывающей окружности, из центра которой строятся профили. Графики отображают интегральную функцию отклика границы (внизу слева), функцию распределения линии (сверху справа) и ФПМ (внизу справа). Полученные графики можно сохранять для последующего анализа и сравнения.

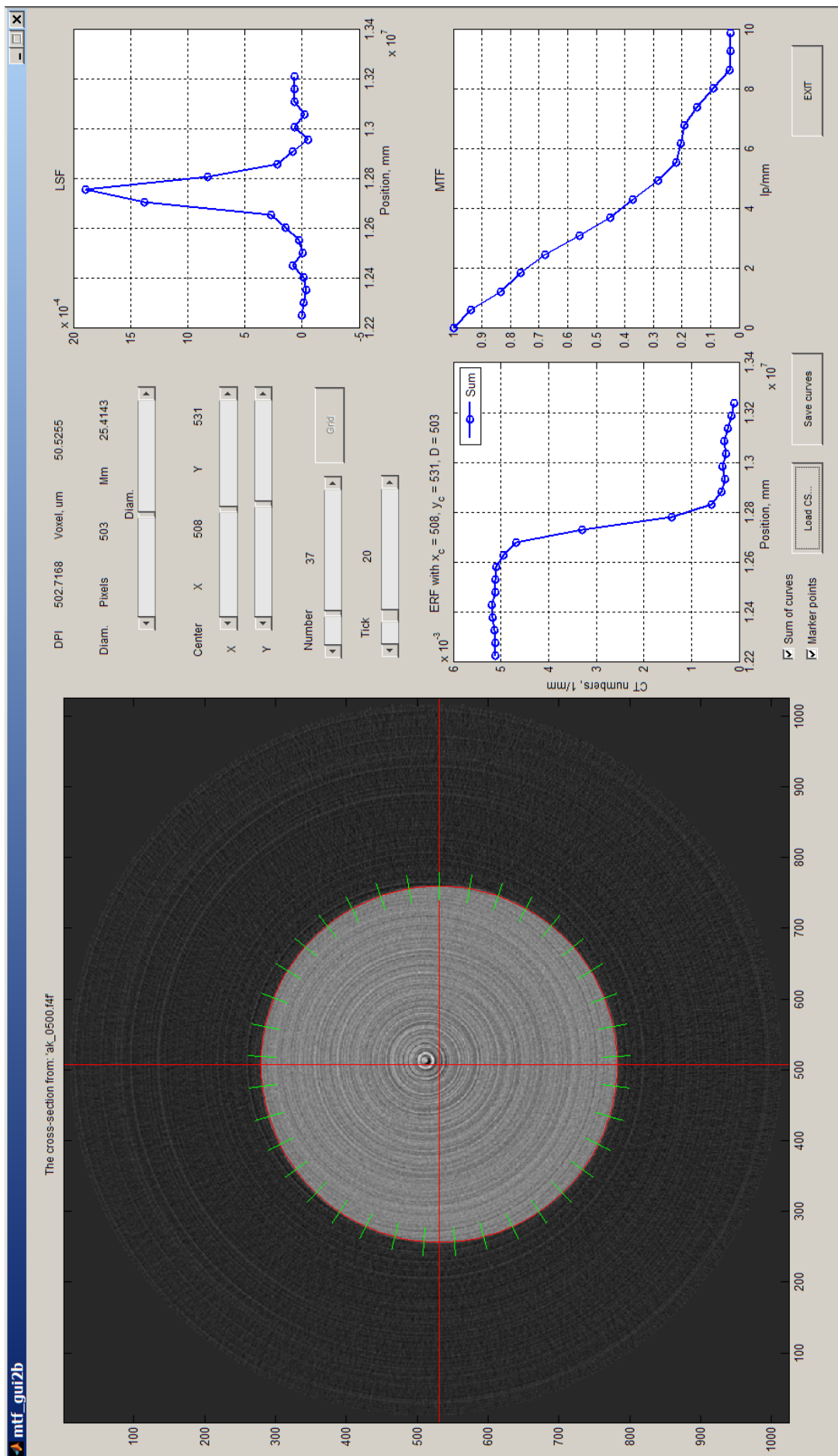


Рис. 3.17. Интерфейс программы для расчета ФПМ

Этап реконструкции сильно влияет на конечный вид и значение ФПМ. Как видно на рис. 3.18 применение фильтра и сглаживания значительно снижают разрешающую способность на средних и высоких частотах.

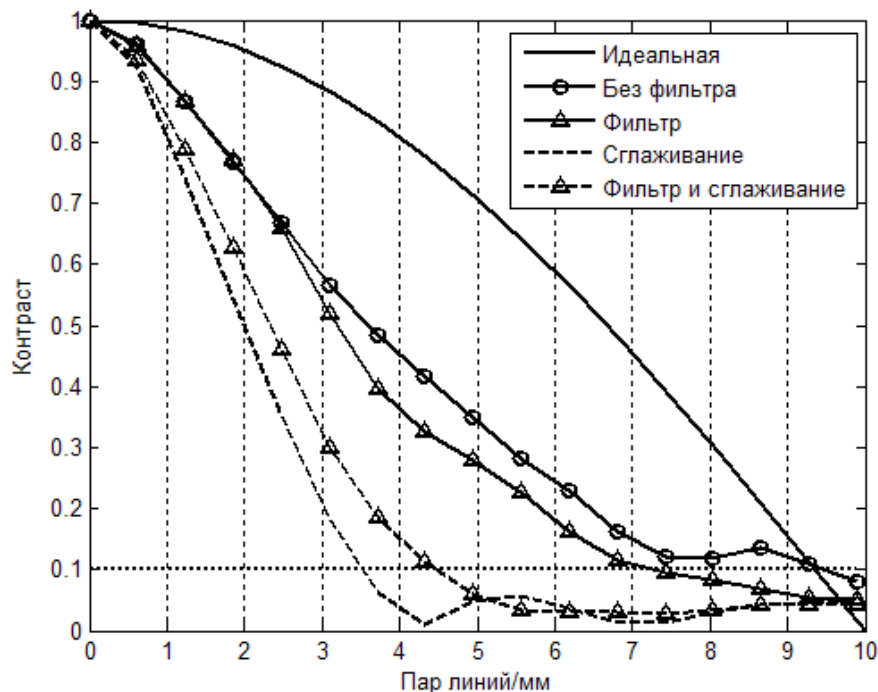


Рис. 3.18. Зависимость ФПМ от применения фильтров на этапе реконструкции

С другой стороны, если не использовать фильтры, в частности для корректировки круговых артефактов, то может быть затруднительным проведение корректных измерений. Это проиллюстрировано на рис. 3.19. Применение фильтра круговых артефактов выравнивает значение коэффициента ослабления по сечению, а применение сглаживания уменьшает амплитуду шумов. Использование тех или иных фильтров и сглаживания остается на усмотрение оператора и зависит от решаемой задачи. Полученные значения пространственного разрешения для разных режимов реконструкции на уровне 10% контраста приведены в табл. 3.1.

Реконструкция и фильтрация выполнялась в программе Nrecon Bruker-microCT [133]. В программе реализован метод обратного проецирования с фильтрацией по методу Feldkamp'a [3].

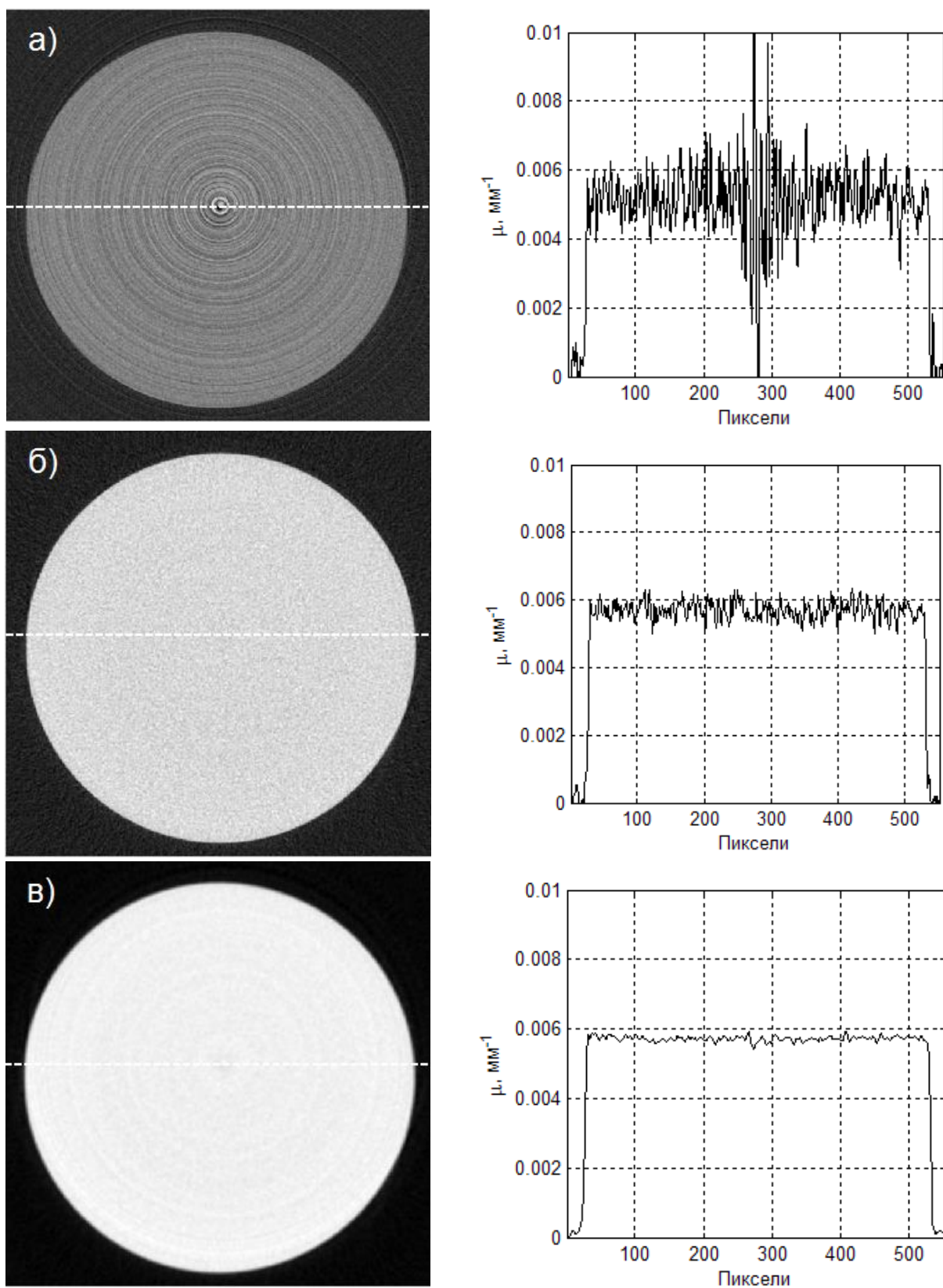


Рис. 3.19. Реконструированные сечения и соответствующие профили без применения фильтров (а), с применением фильтра круговых артефактов (б), с применением сглаживания (в)

Таблица 3.1. Пространственное разрешение на уровне 10% контраста

Параметр	Разрешение	
	пар линий/мм	мкм
Идеальный случай	9,5	53
Реконструкция без фильтров	8	63
с фильтром круговых артефактов	7,3	68
со сглаживанием	3,5	143
с фильтром круговых артефактов и сглаживанием	4,5	111

С ростом проекционного увеличения размер вокселя пропорционально уменьшается. При этом разрешающая способность растет нелинейно. На рис. 3.20 приведены в сравнении графики ФПМ для размера вокселя 50,5 мкм (увеличение в 1,9 раз) и 27 мкм (увеличение в 3,6 раза). Здесь сравниваются сечения, реконструированные с применением фильтра круговых артефактов и сглаживанием. На уровне 10% контраста разрешение возросло с 4,5 пар линий/мм до 7,2 пар линий/мм, т.е. с 111 мкм до 69 мкм. Таким образом, уменьшение размера вокселя в 1,87 раза привело к увеличению пространственного разрешения в 1,6 раза.

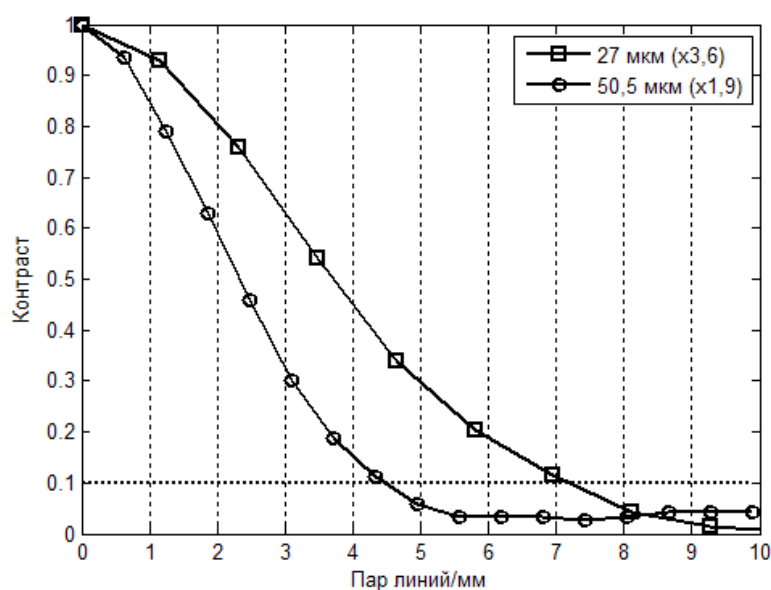


Рис. 3.20. Зависимость ФПМ от размера вокселя (проекционного увеличения)

Пока были рассмотрены зависимости ФПМ только для центрального сечения, плоскость которого лежит на оси «источник–детектор». Поскольку речь идет о реконструкции объема при использовании конического пучка, необходимо оценить изменение ФПМ при удалении от центрального сечения.

На рис. 3.21 приведены в сравнении ФПМ для центрального сечения и двух сечений, отстоящих на 300 вокселей (на 15,15 мм при размере вокселя 50,5 мкм) вверх и вниз. Здесь сечения реконструированы без фильтров и сглаживания.

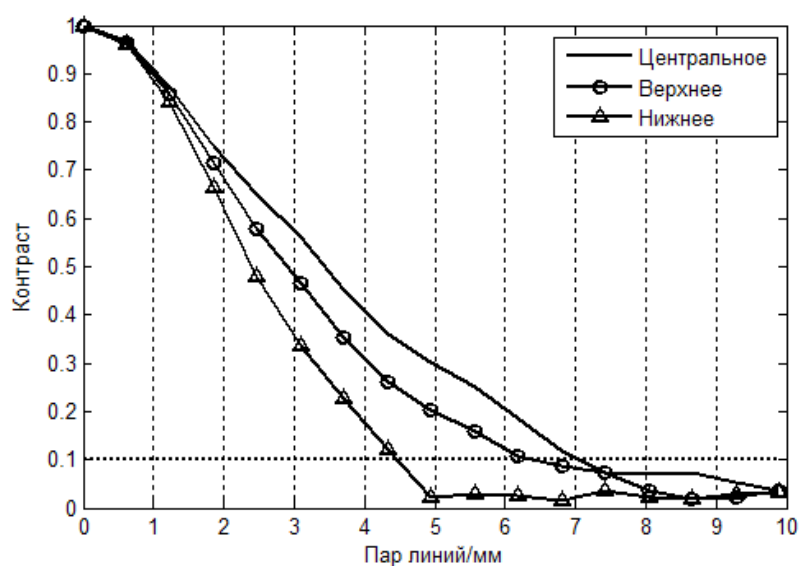


Рис. 3.21. ФПМ в зависимости от удаления от центрального сечения

Пространственное разрешение для сечений, отстоящих от центрального, заметно ниже. Для верхнего сечения на уровне 10% контраста имеем 6,3 пар линий/мм, для нижнего – всего лишь 4,5 пары линий/мм (табл. 3.2). Данный эффект имеет место в случае конической геометрии. При увеличении угла расхождения пучка путь прохождения луча увеличивается, что приводит к повышенному поглощению в объекте и рассеянию. К тому же, при регистрации детектором не нормально падающего луча происходит его ослабление за счет коллимации сцинтиллятором. Все это приводит, в конечном счете, к появлению характерных артефактов и к тому, что в нецентральных сечениях после рекон-

струкции регистрируются пониженные значения рентгеновской плотности (см. глава 1, п. 1.2.).

Таблица 3.2. Пространственное разрешение на уровне 10% контраста

Увеличение	Размер вокселя, мкм	Сечение	Пространственное разрешение	
			пар линий/мм	мкм
1,9	50,5	верхнее	4,8	104
		центральное	7,3	68
		нижнее	4,3	116
3,6	27,0	верхнее	9,6	52
		центральное	9,8	51
		нижнее	7,0	71

Помимо того, что ФПМ не одинакова для разных сечений в горизонтальной плоскости, она не одинакова для сечений в различных пространственных плоскостях. В работе [121] было показано, что для трех ортогональных сечений разброс значений ФПМ достигает 20%. Это обуславливается как конической геометрией пучка, так и несимметричностью фокального пятна.

3.7. Выводы по главе

В данной главе были проанализированы источники погрешностей в исследовательских томографических системах, использующих коническую геометрию пучка. Представлены результаты измерений, проведенных по методикам, изложенным в стандартах на рентгеновские и томографические методы. Создана программа для расчета итоговой ФПМ томографических систем. Приведены результаты измерений, выполненных на разработанном томографе TOLMI-150-10.

На основании полученных экспериментальных данных, и взяв за основу существующую классификацию источников погрешностей, предлагается собственная классификация, которая, по мнению автора, более точно описывает исследовательские установки (табл. 3.3).

Таблица 3.3. Классификация источников погрешностей в исследовательских томографических установках

Радиационный класс			
Фокальное пятно: размер, форма, дрейф, стабильность во времени, зависимость от тока мишени и ускоряющего напряжения	Спектр: наличие фильтров, тип мишени, поглощение воздухом	Взаимодействие с веществом: Ужесточение пучка, рассеяние	
Механический класс			
Тепловое расширение	Точность и повторяемость позиционирования манипуляторами	Вибрации	Биения и «прецессия» оси вращения
Детектирующий класс			
Коллимация сцинтиллятором	Конверсия сцинтиллятором	Пространственная дискретизация	Дискретизация (АЦП)
Программный класс			
Алгоритм реконструкции	Фильтрация высоких пространственных частот	Коррекции: круговых артефактов, ужесточения пучка, несоосности и др.	Дискретизация, выбор «КТ-окна»

ГЛАВА 4. Практическое применение томографа TOLMI-150-10

В данной главе приводятся примеры практического применения томографа TOLMI-150-10. Также проведено сравнение визуальной производительности разработанной установки и существующего томографа GE Phoenix v|tome|x s (производитель – General Electric) путем сопоставления результатов томографии одного и того же образца.

4.1. Исследование каменных углей

В последнее время рентгеновская томография становится одним из методов изучения горных пород, в частности, каменных углей. Это обусловлено, прежде всего, возможностью перехода от довольно трудоемкого анализа двумерных шлифов к анализу объемных изображений, которые содержат значительно больше информации об особенностях структуры углей [122–124].

Представляет интерес, используя методы рентгеновской томографии, попытаться установить взаимосвязи, хотя бы качественные, между объемной структурой угля и такими свойствами, как метаноемкость, склонность к самовозгоранию, пылеобразование и иными специфическими свойствами, так или иначе связанными с безопасностью работ в угольных шахтах [125].

4.1.1. Исследование пористой структуры углей и фрактальная размерность «облаков» пор

Для более четкой визуализации микропористой структуры использовался общепринятый метод [123] – образцы углей (10-40 мм) пропитывались насыщенным водным раствором рентгеноконтрастного вещества (BaI_2) со смачивателем, при этом образцы кипятились в течение одного часа при атмосферном давлении.

Кроме этого, был опробован и другой способ пропитки. Образцы угля вакуумировались (форвакуум) в стеклянном сосуде в течение одного часа, затем в сосуд подавался насыщенный водный раствор рентгеноконтрастного вещества

(BaI₂). В течение одного часа осуществлялось «холодное кипячение» образцов под вакуумом (для удаления воздуха из раствора), затем образцы оставались в растворе на сутки при атмосферном давлении.

Прямыми экспериментами было установлено, что водный раствор иодида бария при кипячении образцов углей дает более яркие томографические снимки, чем при пропитке образцов под вакуумом.

На рис. 4.1 представлена томограмма угля марки Г, пропитанного водным раствором рентгеноконтрастного вещества (BaI₂). Пунктиром выделено «облако» пор.

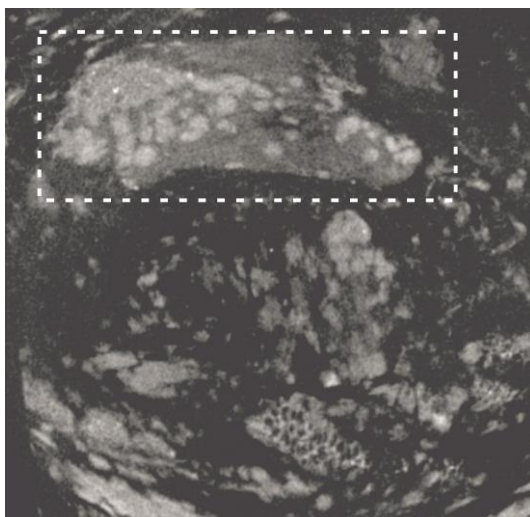


Рис. 4.1. Томограмма угля марки Г с рентгеноконтрастным веществом

Как и следовало ожидать [123, 124], система пор локализуется в структуре угля в виде неких «облаков», причем, чем светлее участок томограммы, тем выше коэффициент ослабления рентгеновского излучения и, следовательно, тем выше концентрация пор, пропитанных рентгеноконтрастным веществом.

На рисунке 4.2 приведена объемная реконструкция исследуемого образца, при этом с целью получения качественного изображения в реконструкции использовались достаточно плотные облака – выше 60 % от максимальной интенсивности поглощения. Из рисунка 4.2 видно, что «облака» системы пор вытянуты по напластованию и имеют достаточно сложную структуру.

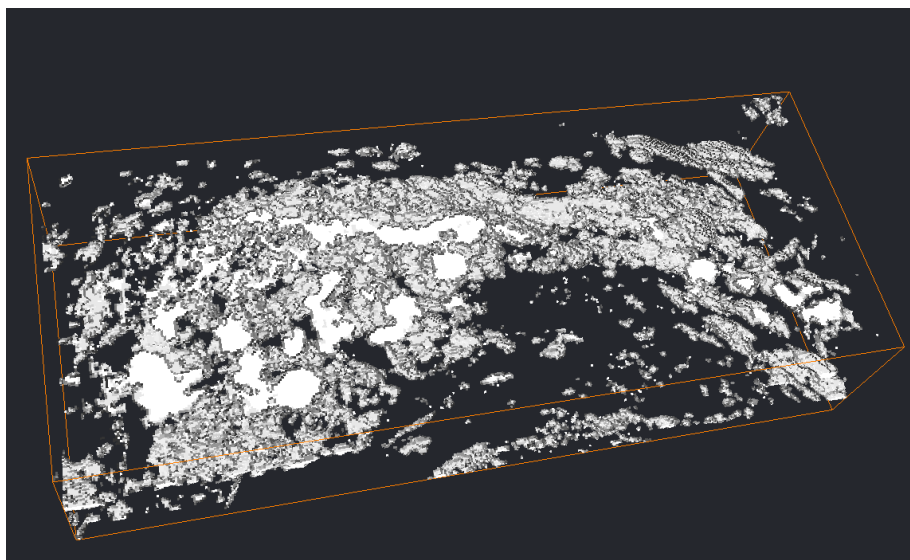


Рис. 4.2. 3D визуализация «облака» пор, выделенного на рисунке 4.1

Для описания таких сложных гетерогенных структур в последнее время успешно используются методы фрактальной геометрии. В частности, работе [126] показана связь фрактальной размерности поверхности угля с его выбросоопасными характеристиками.

Для практического определения фрактальной размерности часто используются отношения логарифмов площади и периметра изучаемого объекта либо соотношения логарифмов объема и поверхности для трехмерных объектов. Для расчета фрактальной размерности томограмма нарезалась на слои, для которых проводился анализ с помощью математического пакета с функциями обработки изображений. Анализ проходил в несколько этапов: итерационное выделение интересующих областей; преобразование изображения в бинарное для выделения объектов и определения границ; определение периметра и площади каждой частицы; графическое отображение отношения логарифмов полученных данных.

На рисунке 4.3 приведен график отношения логарифмов площади и периметра облаков пор различной плотности, полученных в результате обработки томограммы, представленной на рисунке 4.1.

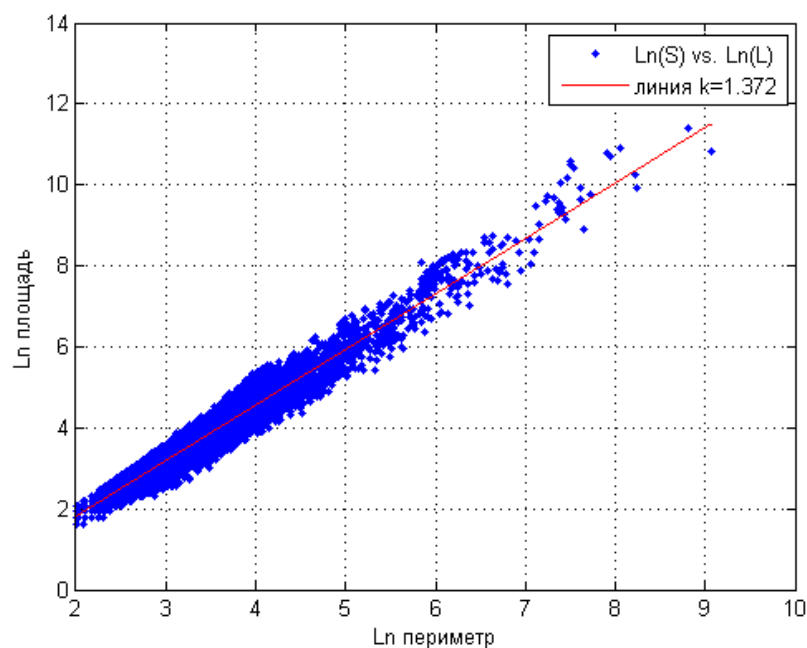


Рис. 4.3. Логарифмическая зависимость площади и периметра «облаков» пор для томограммы, изображенной на рисунке 4.1

Найдено, что фрактальная размерность плоского среза пористой системы равна $D = 1,37$, что соответствует объемной фрактальной размерности $2,37$.

В целом для различных образцов установлено, что объемная фрактальная размерность пористой структуры колеблется в пределах от $2,3$ до $2,4$.

Полученные результаты по визуализации пористой структуры углей наглядно демонстрируют довольно широкие возможности рентгеновской томографии, которая может послужить основой для уточнения и развития методов исследований таких свойств углей, как метаноемкость, в том числе остаточная, и выбросоопасность.

Интересно, что во всех исследованных образцах углей системы минеральных слоистых включений также имеют облачную структуру, причем фрактальные размерности «облаков» минеральных включений для различных углей близки между собой и колеблются в пределах $D = 2,35$ – $2,45$.

4.1.2. Исследование структуры углей, не склонных к самовозгоранию, и углей с низкой пылеобразующей способностью

Склонность углей к самовозгоранию зависит от множества факторов, в том числе и от его внутренней структуры. То же самое можно сказать и о склонности углей к пылеобразованию. В связи с этим были изучены образцы углей, склонных и не склонных к самовозгоранию, и образцы углей с различной пылеобразующей способностью.

Объемная структура исследованного в работе образца угля, не склонного к самовозгоранию (рис. 4.4), имеет свои отличительные особенности – минеральные включения представлены в виде распределенных по объему локальных образований, соединенных между собой системой трещин. Склонные к самовозгоранию угли имеют более ярко выраженную слоистую структуру.

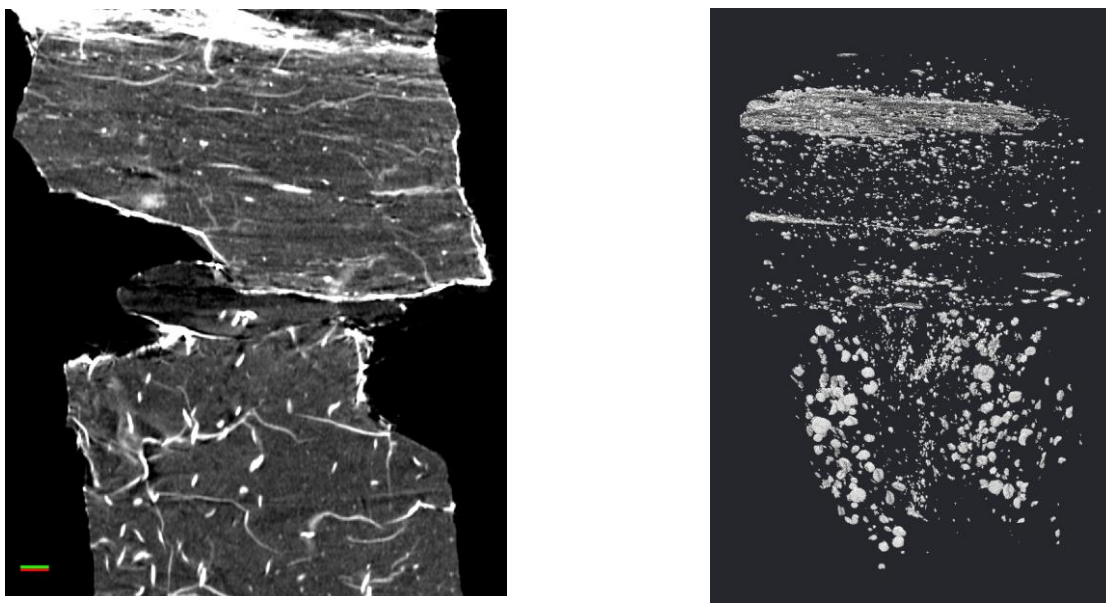


Рис. 4.4. Объединенные на одной томограмме два образца угля (слева): верхний образец – уголь, склонный к самовозгоранию; нижний образец – уголь, не склонный к самовозгоранию; справа – 3D визуализация данных образцов

Аналогичная зависимость просматривается и в части «склонности» углей к пылеобразованию (рис. 4.5). Минеральные составляющие углей с низкой пылеобразующей способностью представлены в его структуре в виде локальных включений. «Облачная» слоистость практически отсутствует.

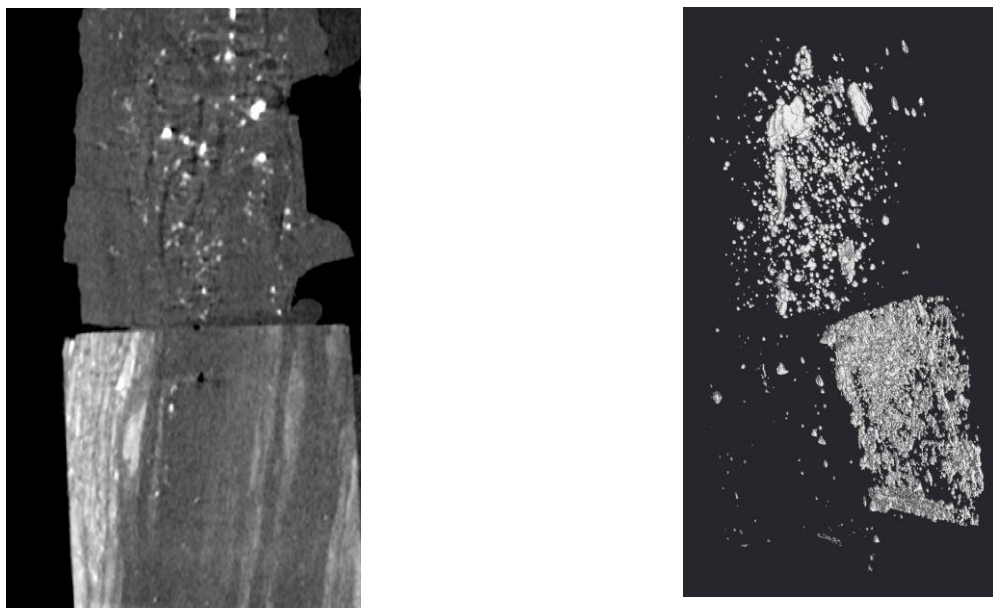


Рис. 4.5. Объединенные на одной томограмме два образца угля (слева): верхний образец – уголь, не склонный к пылеобразованию, нижний – склонный к пылеобразованию; 3D визуализация данных образцов (справа)

Обращает на себя внимание тот факт, что системы трещин углей, не склонных к самовозгоранию, и углей с низкой пылеобразующей способностью имеют схожие между собой объемные структуры – трещины идут от одного минерального включения (концентратора напряжений) до другого, тогда как у «слоистых» трещины расположены параллельно напластованию или «гаснут» на минеральных прослойках.

Возможно, эта взаимосвязь между углями, не склонными к самовозгоранию, и углями с низкой пылеобразующей способностью является артефактом (мала статистика), но и возможно, что это некоторое общее свойство у этих характеристик углей, тем более что полученные результаты согласуются с современными представлениями о механизме разрушения гетерогенных структур [127, 128].

4.1.3. Предварительные выводы по исследованию каменных углей

В настоящее время объем выполненных исследований не позволяет получить статистически значимых корреляционных взаимосвязей между свойствами углей и его объемной структурой для различных марок углей, однако визуаль-

ный и фрактальный анализы томограмм позволяют сделать следующие предварительные выводы:

1. Во всех исследованных образцах углей системы пор и минеральных слоистых включений имеют облачную структуру, причем фрактальные размерности «облаков» пор и минеральных включений для различных углей близки между собой и колеблются в пределах $D = 1,35-1,45$.

2. Объемная структура исследованного в работе образца угля, не склонного к самовозгоранию, имеет свои отличительные особенности – минеральные включения представлены в виде распределенных по объему локальных образований, соединенных между собой системой трещин. Самовозгорающиеся угли имеют более ярко выраженную слоистую структуру.

3. Аналогичная зависимость просматривается и в части «склонности» углей к пылеобразованию. Минеральные составляющие углей с низкой пылеобразующей способностью представлены в его структуре в виде локальных включений. «Облачная» слоистость практически отсутствует.

4.2. Сравнение результатов томографии, полученных на TOLMI-150-10 и GE Phoenix v|tome|x s

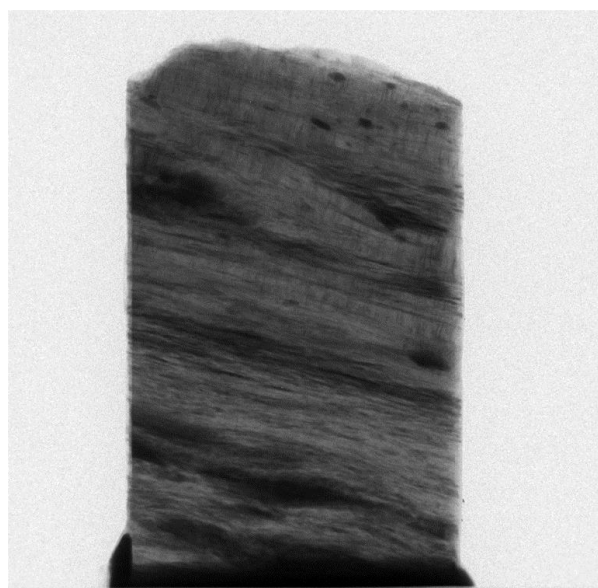
Угольные образцы были отсканированы в Казанском федеральном университете, на геологическом факультете, где установлен томограф GE Phoenix v|tome|x s. До этого данные образцы были исследованы в Томском политехническом университете на томографе TOLMI-150-10.

Было проведено сканирование на режимах, указанных в табл. 4.1. На рис. 4.6 видно, что на выбранном режиме теневая проекция с TOLMI-150-10 более шумная. Это негативно сказывается на контрастности томограмм (рис. 4.7).

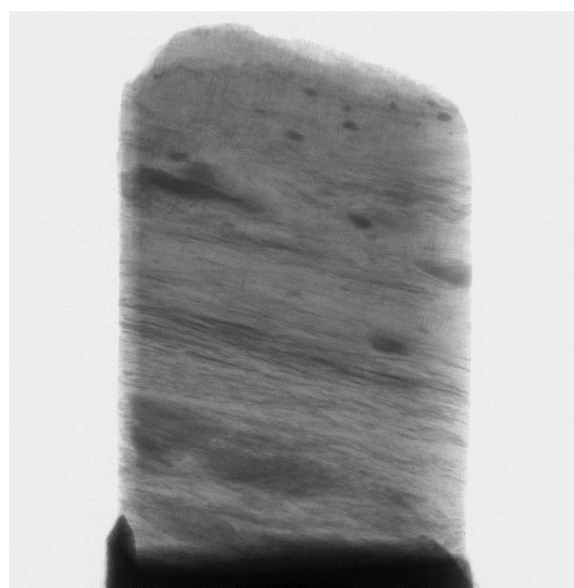
Отметим, что режим сканирования на томографе TOLMI-150-10 изначально был выбран неоптимальным. Однако, в связи с тем, что затем образцы были разрушены для получения дальнейших результатов, отсканировать данные образцы с более подходящим режимом не удалось. Поэтому, настоящее сравнение не совсем корректно и дает худший результат для TOLMI-150-10.

Таблица 4.1. Режимы сканирования образца каменного угля

Параметр	TOLMI-150-10	GE Phoenix v tome x s
Напряжение трубки, кВ	50	80
Ток анода, мкА	100	150
Время набора кадра, мс	800	200
Угловой шаг, град.	0,4	0,3
Размер вокселя, мкм	21,5	22,0



а)

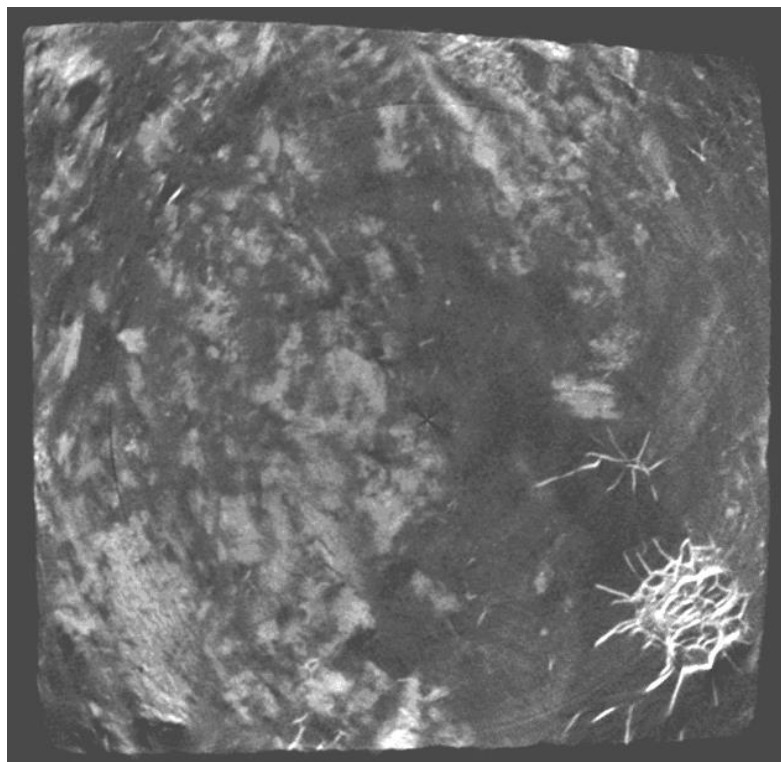


б)

Рис. 4.6. Теневые проекции каменного угля с TOLMI-150-10 (а) и GE Phoenix v|tome|x s (б)

На указанных режимах TOLMI-150-10 дает схожий результат, хотя детализация изображения несколько уступает фирменному сканеру (рис. 4.7). Как упоминалось выше, режим сканирования для TOLMI-150-10 был не оптимален. В результате уровень зашумленности выше, а контрастность, соответственно, хуже. Однако полученный уровень качества томограмм не является препятствием для проведения количественного и качественного анализа внутренней структуры образцов.

а)

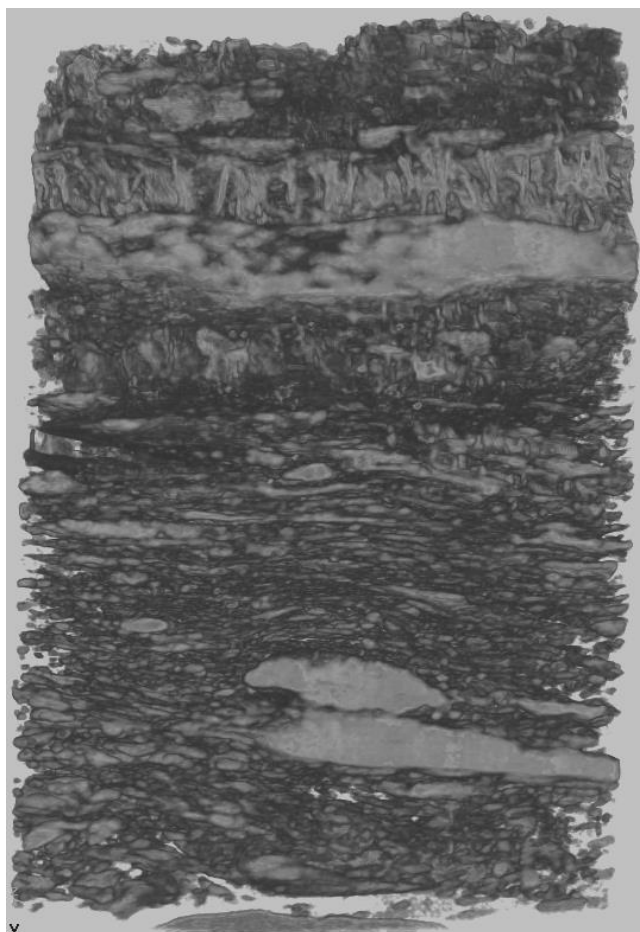


б)

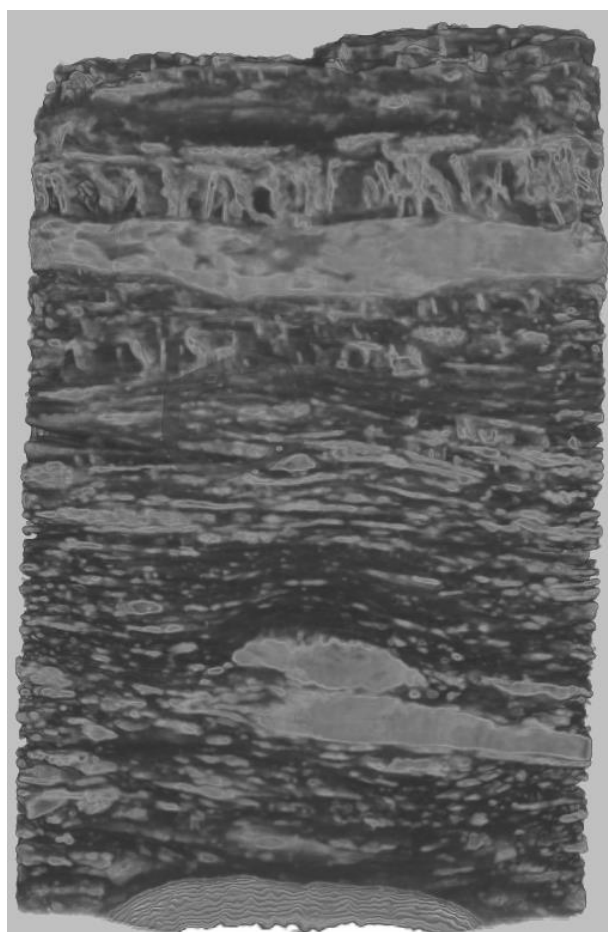


Рис. 4.7. Реконструированные сечения каменного угля с TOLMI-150-10 (а) и GE Phoenix (б)

На рис. 4.8 приведены в сравнении результаты объемной визуализации образца. Данные с TOLMI-150-10 хуже передают картину низкой плотности, которая на изображении выпадает и выглядит как пустота.



а)



б)

Рис. 4.8. Объемное представление каменного угля с томографов TOLMI-150-10 (а) и GE Phoenix v|tome|x s (б)

4.3. Определение толщины покрытий с помощью TOLMI-150-10

Мировая практика применения томографии в промышленности показала ее эффективность на этапе создания новых материалов, изделий и отработки новых технологических циклов. Благодаря высокой проникающей способности рентгеновского излучения и возможности исследования образцов в объеме круг решаемых задач в промышленности достаточно широк. В данном разделе приведен пример одной такой задачи, а именно, определение толщины покрытия, нанесенного на готовое изделие и сравнение с эталонными покрытиями [129].

4.3.1. *Объект и метод исследования*

Объектом исследования выступали стандартные образцы предприятия (СОП), которые были предоставлены Уральским научно-исследовательским институтом композиционных материалов (ОАО «УНИИКМ»). СОП представляют собой монолитную матрицу из углерод-углеродного волокна, покрытую карбидокремниевым покрытием определенной толщины [130, 131]. УНИИКМ выступал заказчиком нового прибора – толщиномера покрытий ТПК–01 и предоставил три СОП для его калибровки. Один СОП не имел покрытия – его обозначим СОП 0, один имел предполагаемую толщину покрытия 50 мкм (СОП 50), последний – толщину покрытия 100 мкм (СОП 100).

В настоящее время единственный способ определения толщины покрытия на готовом изделии – это использование образцов-свидетелей. Изготавливаются шлифы поперечного сечения образца-свидетеля, на котором с помощью микроскопа определяется качество и толщина покрытия. Результат контроля переносится на изделие [132]. При изготовлении СОП для калибровки толщиномера также задается время осаждения и по нему косвенно определяется толщина покрытия. Такой метод не позволяет в принципе стандартизовать СОП в связи с тем, что какие-либо данные непосредственно по толщине покрытия на образце отсутствуют.

Томографический метод позволил решить задачу определения толщины покрытий на СОП непосредственным измерением, а также задачу эталонирования толщины покрытия путем сравнения с калиброванными изделиями. В данном случае была использована алюминиевая фольга толщиной 40 и 98 мкм с погрешностью не более ± 5 мкм, аттестованная Томским центром стандартизации и метрологии.

Алюминий по рентгеновской плотности близок к карбиду кремния, поэтому сравнение двух материалов по их виду на томограмме корректно.

Требуемый размер вокселя должен быть меньше, чем величина контролируемого размера, а именно 40 мкм. В связи с тем, что габариты СОП не поз-

волили отсканировать изделия целиком с требуемым размером вокселя, производилось сканирование части СОП, как показано на рис. 4.9.

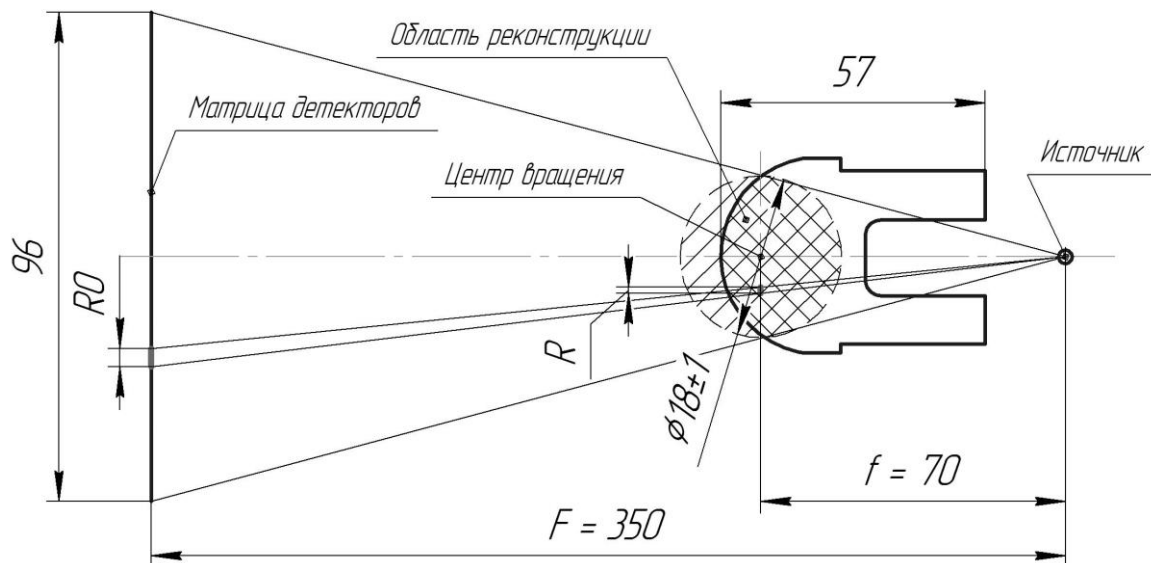


Рис. 4.9. Схема сканирования СОП

При указанной схеме сканирования проекционное увеличение равно 5, что дает размер вокселя 19,2 мкм и размер области сканирования – около 18 мм с учетом расхождения пучка.

После сканирования и реконструкции было выбрано три сечения вблизи центрального сечения (рис. 4.10).

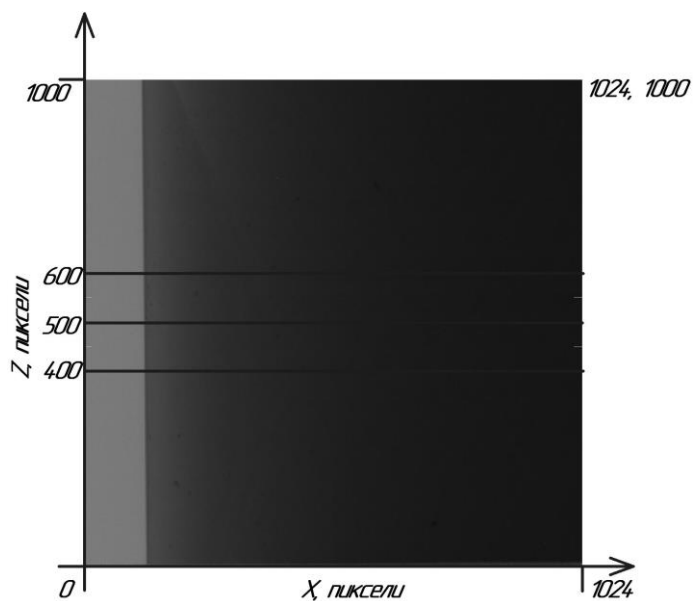


Рис. 4.10. Сечения для реконструкции, отмеченные на теневой проекции СОП

Затем на этих сечениях были выбраны пять линий для получения профилей, вдоль которых производился подсчет числа пикселей, соответствующих покрытию. Линий проводились по направлению нормали к поверхности СОП (рис. 4.11).

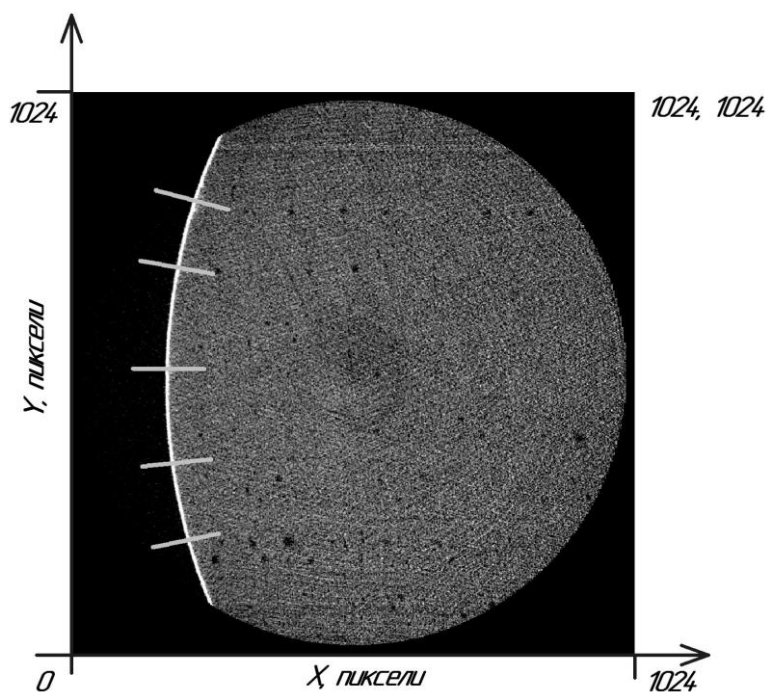


Рис. 4.11. Выбор линий для получения профилей в отдельном сечении

Пример профиля для СОП 0 с фольгой толщиной 98 мкм приведен на рис. 4.12. Выраженный пик соответствует алюминиевой фольге, нулевые значения – воздуху, значения в районе 100 отсчетов – углерод-углеродной матрице СОП.

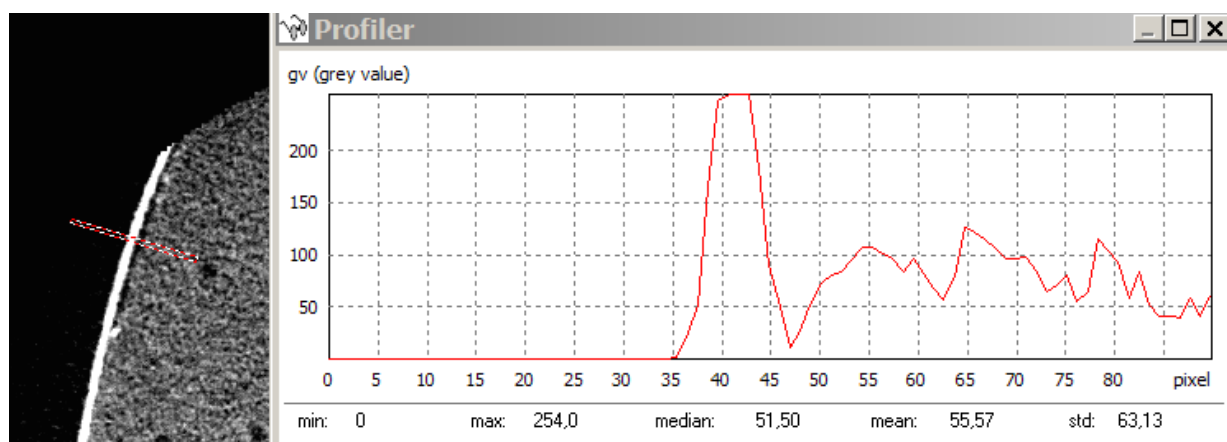


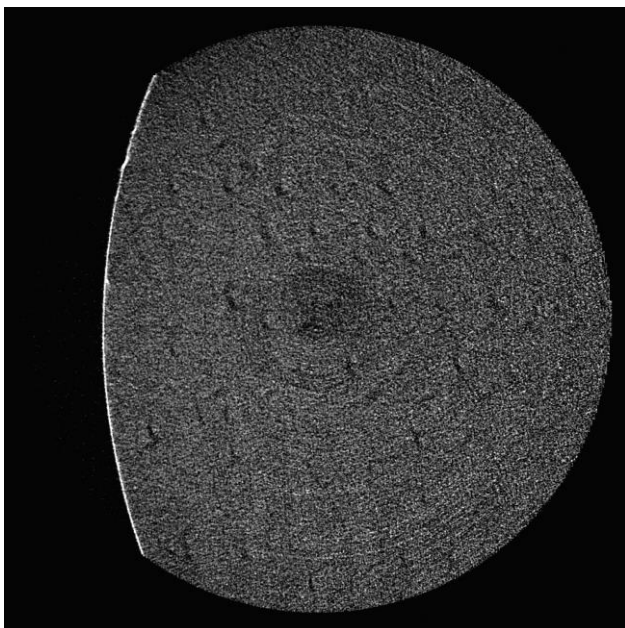
Рис. 4.12. Один из профилей для определения толщины покрытия

Полученные профили сохранялись в виде текстовых файлов, в которых каждому пикселю, попавшему в профиль, соответствовало определенное значение яркости от 0 до 255. В качестве примера в табл. 4.2 приведен анализ профилей для СОП 50.

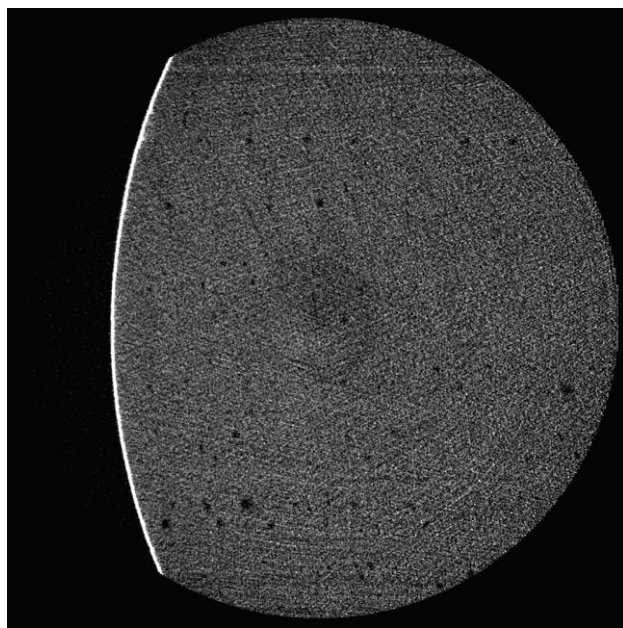
Таблица 4.2. Профили для образца СОП 50 в одном из сечений

№ пикселя	Яркость					Зона
	Линия 1	Линия 2	Линия 3	Линия 4	Линия 5	
1	47	4	0	0	4	Воздух
2	70	62	32	60	78	
3	191	103	143	160	180	
4	255	245	255	231	255	
5	255	255	255	255	255	
6	255	255	255	255	255	Покрытие
7	255	255	255	255	255	
8	216	255	238	255	251	
9	178	237	180	211	255	
10	152	158	85	171	216	Подложка
11	108	116	67	158	102	

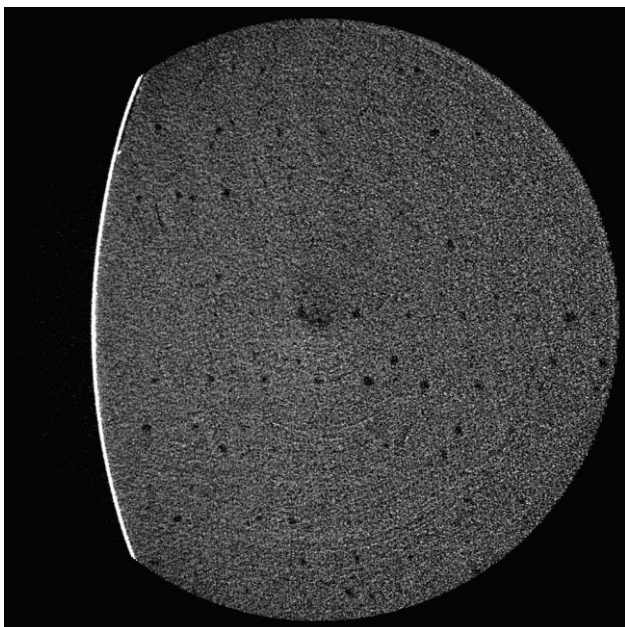
В результате измерений среднее количество пикселей для СОП 50 составило 5,8, а для образца СОП 100 – 9,4. При размере вокселя, равного 19,2 мкм, получаем реальные средние значения толщины покрытия, соответственно, 111,36 мкм и 180,48 мкм. Измеренные значения оказались существенно выше заявленных производителем. Визуальное сравнение с эталонным покрытием (алюминиевой фольгой) подтверждает этот факт (рис. 4.13).



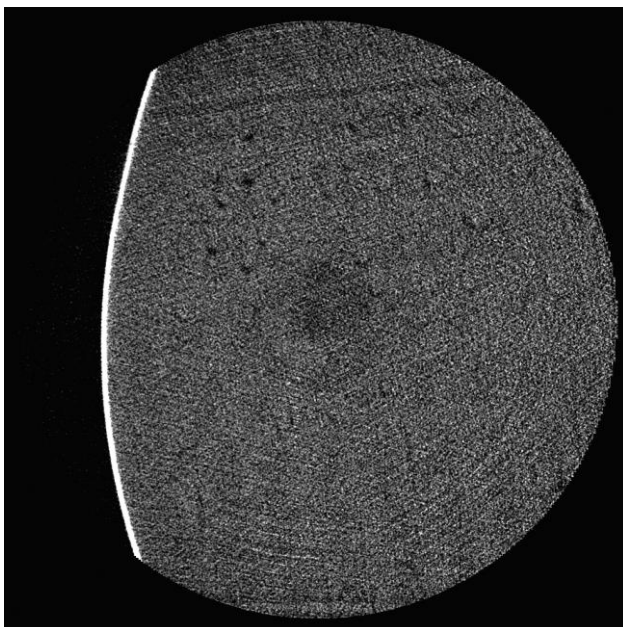
СОП 0, фольга 40 мкм



СОП 50



СОП 0, фольга 98 мкм



СОП 100

Рис. 4.13. Сравнение сечений СОП с фольгой и СОП с покрытием

4.3.2. Метрологическая проверка метода

Значительные расхождения результатов томографического измерения с технологическими данными, полученными по времени осаждения вызывают необходимость метрологической проверки предложенного томографического метода.

С этой целью эталоны фольги наклеивались на образец без покрытия (СОП 0) и проводились те же операции профилирования и подсчета количества пикселей, принадлежащих покрытию. Критерий отбора пикселей, соответствующий покрытию, также определялся пороговой яркостью 200 единиц (см. табл. 4.2).

Для фольги 40 мкм среднее количество пикселей в покрытии составило 2,5, что дает толщину 48 мкм. Для фольги 98 мкм количество пикселей 5,25 или 100,8 мкм. Большая погрешность для тонкой фольги объясняется плохой дискретизацией, так как вся измеряемая величина укладывается в два пикселя размером 19,2 мкм. Для фольги толщиной 98 ± 5 мкм эта величина составляет уже примерно пять пикселей, что дает меньшую погрешность измерения.

Точность измерений может быть улучшена благодаря применению автоматического определения толщины элементов изображения. Для этого необходимо провести сегментацию (бинаризацию) полутонового изображения. При сегментации на исходном изображении выделяются элементы, яркость которых превышает определенный пороговый уровень. Данная операция включена во многие программы, работающие с изображениями. В данной работе была использована программа CT Analyser компании Bruker microCT [133].

После сегментации получаем набор объектов. Покрытие представляет собой один объект и множество точечных объектов, исходная яркость которых превысила пороговое значение (рис. 4.14).

После бинаризации изображений возможен количественный анализ объектов на томограмме. Средняя толщина покрытия для СОП 0 с фольгой 98 мкм в одном из сечений составляет 100,23 мкм (рис. 4.15).

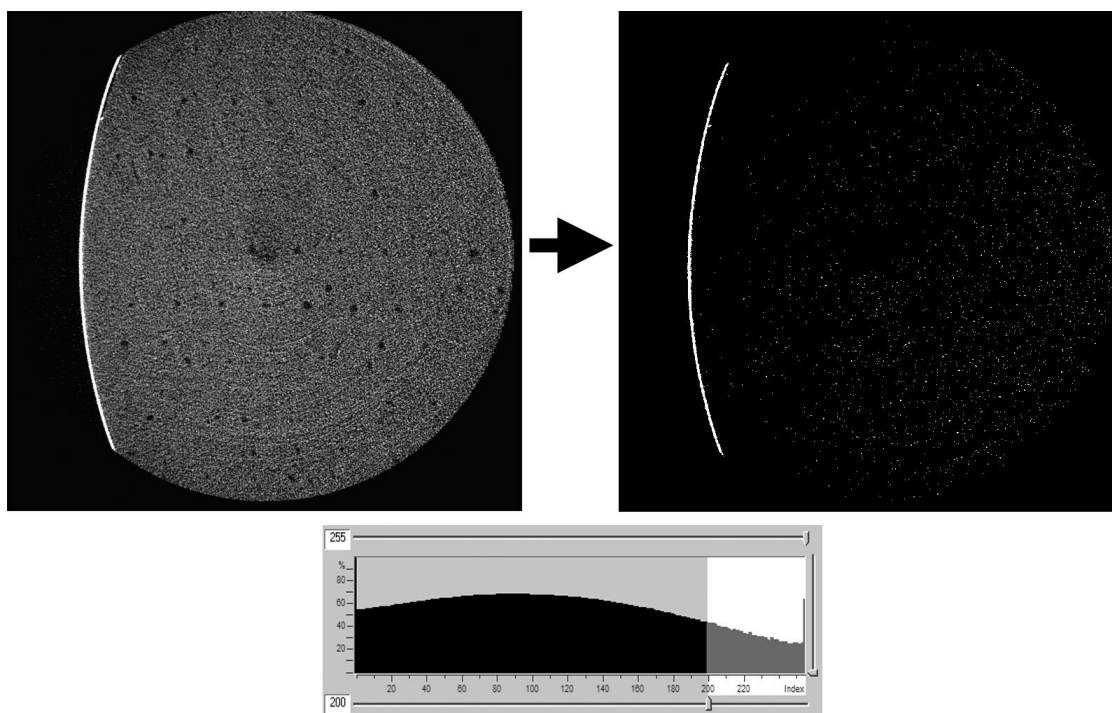


Рис. 4.14. Применение сегментации (бинаризации) к СОП 0 с фольгой 98 мкм

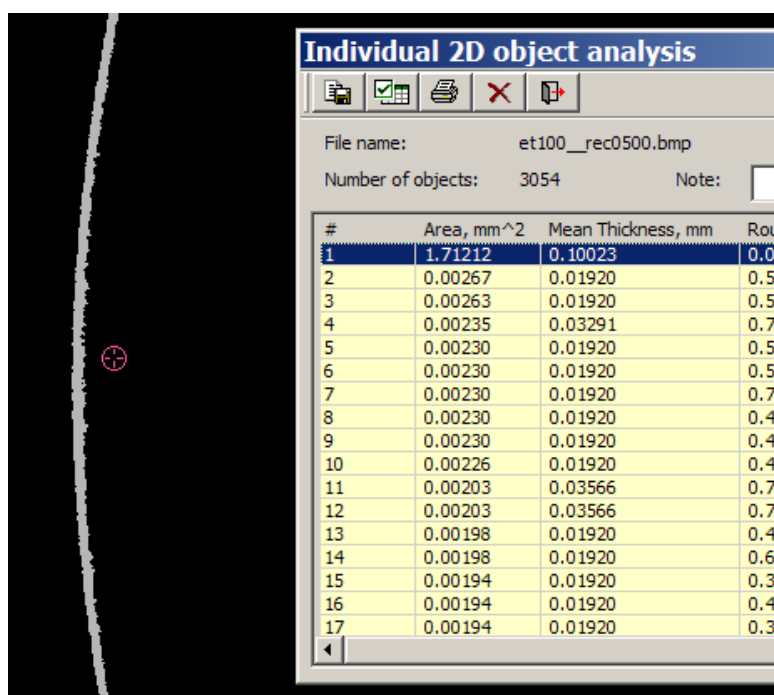


Рис. 4.15. Автоматическое определение толщины покрытия

Получив данные с нескольких сечений и взяв среднее значение, имеем следующий результат (табл. 4.3).

Таблица 4.3. Результат автоматического измерения толщины покрытий

Образец	Толщина покрытия, мкм
СОП 0	0,0
СОП 0, фольга 40 мкм	45,3
СОП 0, фольга 98 мкм	100,3
СОП 50	96,7
СОП 100	157,2

Использование эталонов позволяет оценить точность метода измерения толщины. Наименьшая точность характерна для более тонких покрытий в связи с недостаточной дискретизацией. С увеличением толщины покрытия точность возрастает. Автоматическое определение толщины повышает релевантность измерения благодаря большому числу элементарных измерений. Окончательный результат измерения толщины покрытий для СОП:

- 1) СОП 0 – 0 мкм,
- 2) СОП 50 – 97 ± 5 мкм,
- 3) СОП 100 – 157 ± 5 мкм.

4.4. Исследование древесины

Исследование древесины в целом проходит в двух основных направлениях. Древесина – традиционный строительный и конструкционный материал, поэтому одно направление исследует деловую древесину с точки зрения конструктивных свойств и выявления дефектов – пороков древесины. Другое направление сфокусировано на изучении годовых колец древесины, закономерностях их формирования и природных явлений, оказывающих влияние на рост деревьев. И в тех и в других задачах рентгеновская техника давно и успешно применяется. Если говорить о микротомографии, то она плохо подходит для решения технических задач, например, для контроля качества деловой древеси-

ны, в силу габаритности объектов контроля. Куда более рационально использование микротомографии как инструмента для решения естественнонаучных задач. В данном разделе приведены примеры таких задач, которые были решены с применением томографа TOLMI-150-10.

4.4.1. Научные дисциплины, изучающие древесину

Изучение древесины, точнее годовичных колец, началось в 20-х годах XX века с работ Дугласа (А. Е. Douglass), который хотел установить корреляционную зависимость между солнечной активностью и ростом древесины [134]. Данный метод был сразу же использован как инструмент датировки археологических находок, выполненных из дерева. Возможно, поэтому разработанный Дугласом метод получил название «дендрохронология».

Условия окружающей среды в значительной степени определяют интенсивность роста древесины. Благоприятные условия способствуют интенсивному росту, неблагоприятные, соответственно, замедляют рост в течение вегетационного периода. Так как из года в год погодные условия меняются случайным образом, а формирование годовичных колец происходит под влиянием этих случайных факторов, годовичные кольца образуют уникальный рисунок, который неповторим для исторической эпохи и места произрастания. Исследуя годовичные кольца, можно не только провести датировку артефактов, но и в определенной степени восстановить климатические условия определенной эпохи. На этом принципе основаны современные дисциплины: дендроэкология и дендроклиматология [135]. К настоящему моменту можно насчитать порядка десяти научных дисциплин, которые основаны на изучении годовичных колец.

Основная информация, получаемая в подобного рода исследованиях – это размер, внутренняя структура и плотность колец [136]. Рентгеновское излучение часто используется для определения плотности. Этот метод получил название денситометрии или микроденситометрии [136–138]. Рентгеновская техника развивается достаточно быстро, и в настоящее время опубликованы работы, посвященные применению томографии для исследования годовичных колец. Меди-

цинские томографические системы не обеспечивают достаточного пространственного разрешения, хотя и позволяют исследовать полноразмерные спилы [139]. Исследовательские томографические сканеры, с другой стороны, обеспечивают необходимое пространственное разрешение, однако требуются специальные меры для изучения полноразмерных древесных кернов, например, использование спиральной схемы сканирования [21]. В целом, исследователи отмечают перспективность применения рентгеновской томографии для исследований годовичных колец. Это обуславливается не только информативностью метода, но и удобством, низкими трудозатратами в проведении исследования в сравнении с традиционными методами, а также возможностью сохранения уникальных образцов.

4.4.2. Томография различных пород древесины

В практике дендрохронологии, в частности, в Сибирском регионе, чаще исследуются хвойные породы. Они выгодно отличаются от лиственных более длительным периодом роста и более выраженной разностью плотностей ранней и поздней древесины, которая формирует годовичное кольцо.

Были исследованы образцы молодых растений трех распространенных в Западной Сибири пород: березы (*Betula pendula*), осины (*Populus tremula*) и сосны (*Pinus sylvestris*). Образцы имели сходный размер в диаметре; ускоряющее напряжение и шаг сканирования были идентичны. При этом картина распределения плотности в поперечном сечении стволов различных пород сильно различаются. Наиболее четко выражены годовые кольца у сосны, в наименьшей степени – у березы, осина занимает промежуточное значение по этому показателю (рис. 4.16).

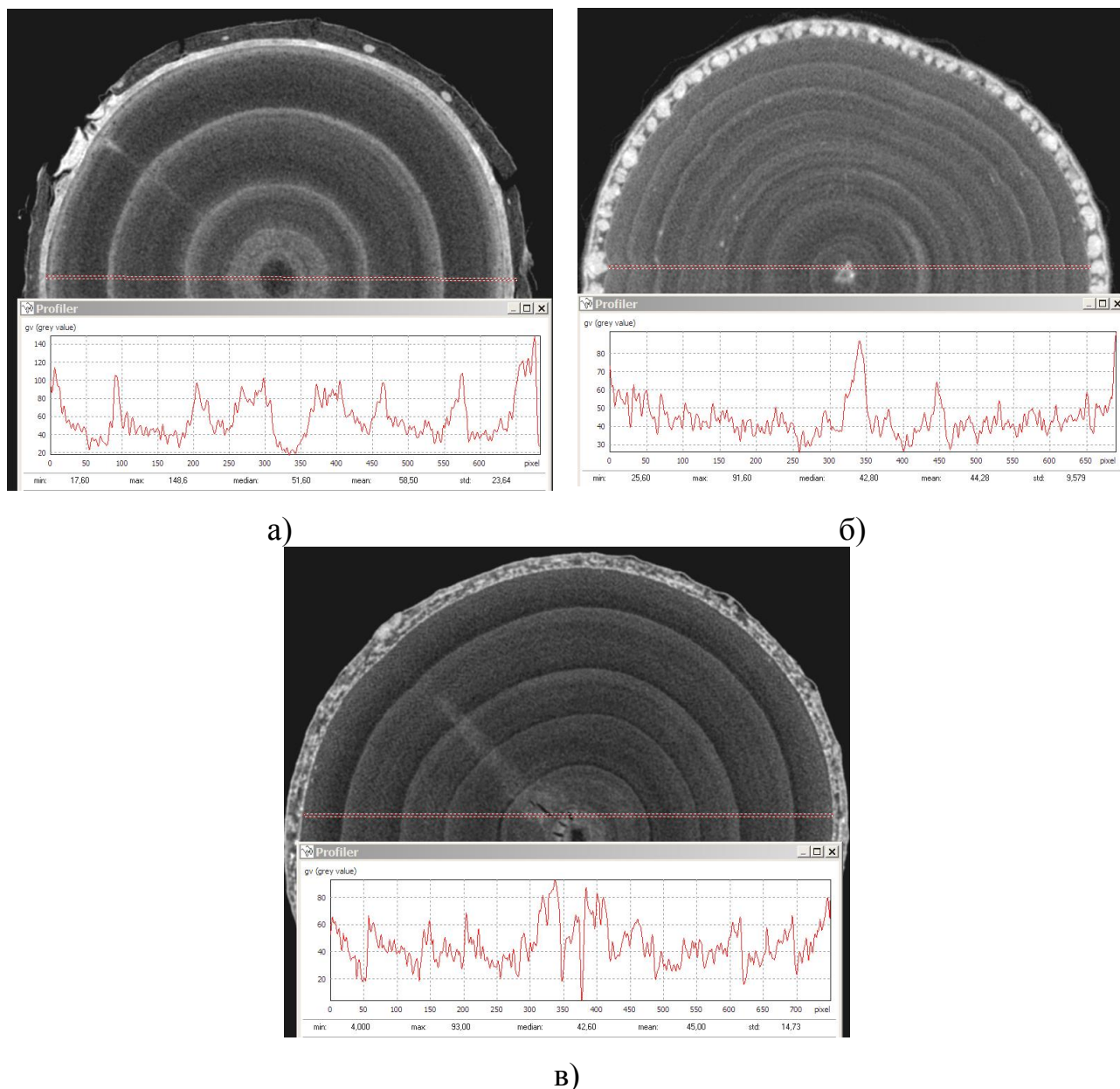


Рис. 4.16. Профили годовых колец сосны (а), березы (б) и осины (в)

Данный результат подтвердил тот факт, что различные виды деревьев в разной степени подходят для дендрохронологических исследований рентгеновскими методами.

4.4.3. Влияние влажности древесины на распределение плотности

Плотность сосны, березы и осины ниже плотности воды (1000 кг/м^3). Наличие влажных участков в стволе должно влиять на результат томографии, меняя распределение плотности. Для проверки этой гипотезы представленные выше образцы исследовались в двух состояниях: сразу после их получения, т.е.

4.4.4. Влияние ультрафиолетового излучения на рост вечнозеленых

На установке TOLMI-150-10 была решена одна из фундаментальных задач из области дендрозкологии и дендроклиматологии. Необходимо было оценить степень воздействия биологически активного ультрафиолетового (УФ) излучения на плотность годовичных колец хвойного дерева. Это достигается путем сравнения данных измерений пространственной облучённости в видимой и УФ-областях с данными измерений плотности древесины в годовичных кольцах сосны, растущей в районе измерения. УФ спектр разделяют на УФ-А с диапазоном длин волн 315–400 нм и УФ-Б с диапазоном 280–315 нм. В данной работе было уделено внимание УФ-Б диапазону, который оказывает значительное влияние на клетки растений [140].

Измерения приходящего солнечного излучения проводятся в геофизической обсерватории ИМКЭС СО РАН в г. Томске с 2006 г. Для определения плотности древесины в годовичных кольцах из средневозрастной сосны на участке леса вблизи геофизической обсерватории в апреле 2014 г. были взяты 4 керны древесины. Керны диаметром 35 мм и длиной 30 мм брались на высоте около 1 м с северной, восточной, южной и западной сторон дерева (рис. 4.18).



Рис. 4.18. Место взятия одного из кернов

Томографическое исследование показало, что структура и распределение плотности в кернах заметно отличается для разных сторон света. На рис. 4.19 для примера приведен керн, взятый с северной стороны дерева.

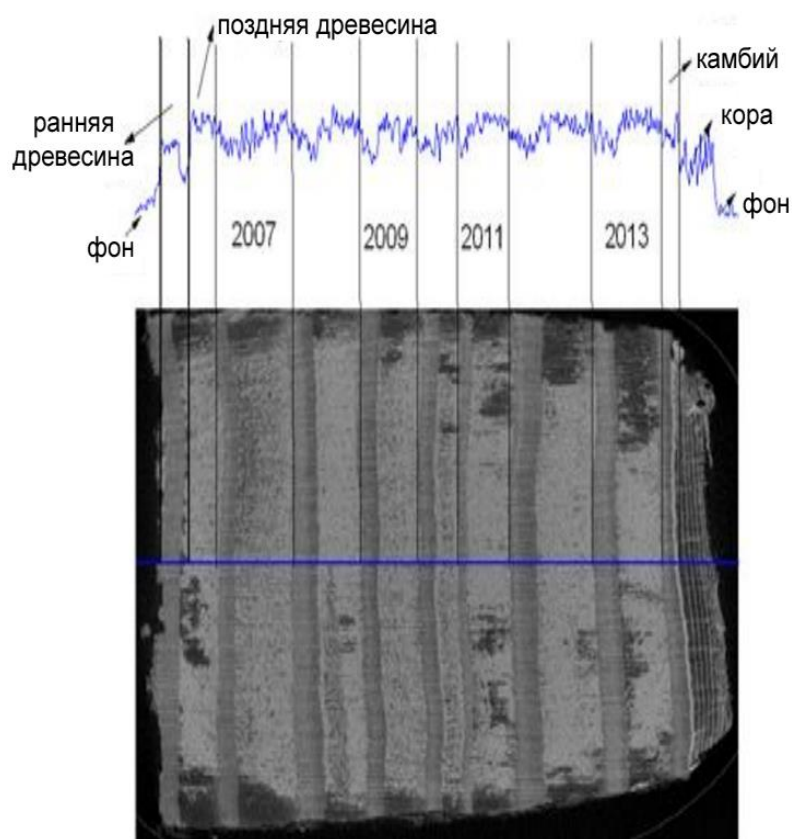


Рис. 4.19. Распределение плотности «северного» керна по годам

Проведённый корреляционный анализ данных измерений показал наличие положительных связей с коэффициентами корреляции 0,4–0,6 с вероятностью 95% между ежедневными значениями мощности дозы УФ-Б излучения и пространственно-временной структурой плотности древесины. Эти связи проявляются с некоторым временным запаздыванием и в зависимости от местоположения древесины на дереве [141].

4.5. Выводы по главе

В данной главе продемонстрирована работоспособность томографа TOLMI-150-10 и возможность проведения с его помощью томографических исследований различных объектов: как промышленных изделий, так и объектов живой и неживой природы. Основные выводы по настоящей главе таковы:

1. TOLMI-150-10 демонстрирует визуальную производительность, близкую к таковой у доступного на рынке томографа Phoenix v|tome|x с производства General Electric.
2. Установлена качественная зависимость свойств угля от его внутренней структуры, а именно, слоистая структура характерна для самовозгорающихся углей и углей, склонных к пылеобразованию.
3. Для исследованных пород углей системы пор и минеральных слоистых включений имеют облачную структуру, причем фрактальные размерности конгломератов пор и минеральных включений для различных углей близки между собой и колеблются в пределах $D = 1,35-1,45$.
4. Томографический метод позволяет проводить прямые измерения толщины покрытия, нанесенного на матрицу из углеродного волокна, с высокой точностью.
5. Естественная влажность образцов из хвойных пород деревьев может сильно искажать распределение плотности. Для лиственных пород наличие влаги не является существенным для томографических исследований.
6. Существует положительная связь с коэффициентами корреляции 0,4–0,6 и вероятностью 95% между ежедневными значениями мощности дозы УФ-Б излучения и пространственно-временной структурой плотности древесины вечнозеленых, в частности, сосны.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Ниже приведены основные результаты, полученные при выполнении диссертационной работы.

1. Сформулированы три основных критерия классификации исследовательских томографических систем: а) геометрическая схема сканирования, б) используемый источник излучения, в) тип применяемого детектора.

2. Обоснован выбор основных узлов переносного томографа. Источником служит рентгеновский аппарат с фокальным пятном диаметром до 50 мкм и мишенью трансмиссионного типа; детектор изготовлен по CMOS-технологии с размером пикселя 96 мкм и сцинтиллятором CsI; механический манипулятор обеспечивает линейное перемещение с точностью до 1 мкм и угловое перемещение с точностью до $0,001^\circ$.

3. Разработан алгоритм и программа для управления томографом, обеспечивающая настройку параметров сканирования и сбор исходной информации – теневых проекций.

4. На основании экспериментальных проверок определены основные характеристики TOLMI-150-10. Измерение функции передачи модуляции показало, что установка обеспечивает пространственное разрешение до 10 пар линий/мм при относительном контрасте 10%.

5. Экспериментально подтверждена применимость томографа TOLMI-150-10 для исследований различных объектов: как промышленных изделий, так и объектов живой и неживой природы. Основные результаты практического применения таковы:

- TOLMI-150-10 демонстрирует пространственное разрешение и контрастную чувствительность на уровне лучших мировых образцов, например, томографа Phoenix v|tome|x s производства General Electric.
- Установлена качественная зависимость свойств угля от его внутренней структуры, а именно, слоистая структура характерна для самовозгорающихся углей и углей, склонных к пылеобразованию.

- Для исследованных пород углей системы пор и минеральных слоистых включений имеют облачную структуру, характеристики которой близки для различных пород.
- Томографический метод позволяет проводить прямые измерения толщины покрытий от 50 до 500 мкм, нанесенных на матрицу из углеродного волокна, с точностью ± 5 мкм.
- Влажность образцов из хвойных пород деревьев искажает распределение плотности. Для лиственных пород, как более плотных, присутствие влаги не оказывает значимого влияния на точность распределения плотности.
- Показана прямая значимая связь между ежедневными значениями мощности дозы жесткого ультрафиолетового излучения и пространственно-временной структурой плотности хвойных пород древесины.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Flannery B. P. et al. Three-dimensional X-ray microtomography //Science. – 1987. – Т. 237. – №.4821. – С. 1439-1444.
2. Sasov A. Y. Microtomography //Journal of Microscopy. – 1987. – Т. 147. – №.2. – С. 179-192.
3. Feldkamp L. A., Davis L. C., Kress J. W. Practical cone-beam algorithm //JOSA A. – 1984. – Т. 1. – №. 6. – С. 612-619.
4. Kinney J. H. et al. Nondestructive investigation of damage in composites using x-ray tomographic microscopy (XTM) //Journal of Materials Research. – 1990. – Т. 5. – №. 05. – С. 1123-1129.
5. И.А. Вайнберг, Э.И. Вайнберг, С.Г. Цыганов, В.Б. Сидорин Российские высокоэнергетические томографы для отработки технологии и сертификации ответственных изделий авиационной промышленности // Двигатель. № 4, 2012, с. 20 – 26.
6. Венгринович В. Л., Золотарев С. А. Итерационные методы томографии. – Минск: Беларуская Навука. – 2009. – 227 с.
7. Асадчиков В. Е. и др. Лабораторные рентгеновские микротомографы на монохроматическом излучении //Кристаллография. – 2010. – Т. 55. – №. 1. – С. 167-176.
8. Промышленный томограф: пат. 2542600 Рос. Федерация. № 2014105958/28, заявл. 18.02.2014: опубл. 20.02.2015. Бюл. № 5.
9. Способ рентгеновской томографии и устройство для его осуществления: пат. 2505800 Рос. Федерация. № 2012119065/28, заявл. 10.05.2012: опубл. 27.01.2014. Бюл. № 3.
10. Казанцев И. В. Численные и геометрические методы математического моделирования в многомерных задачах томографии и обработки изображений: Автореф. дис. докт. физ.-мат. наук. – Новосибирск, 2014. – 32 с.
11. Терещенко С. А. Томографическая реконструкция физических характеристик поглощающих, рассеивающих и излучающих сред на основе интегральных

и интегрально-кодовых методов: Автореф. дис. докт. физ.-мат. наук. – Москва, 2000. – 46 с.

12. Филонин О. В. Малоракурсная вычислительная томография в физических исследованиях: Автореф. дис. докт. техн. наук. – Самара, 2007. – 36 с.

13. Способ томографического контроля: пат. 2120122 Рос. Федерация. № 96121477/25, заявл. 29.10.1996: опубл. 10.10.1998.

14. Product Range | Bruker microCT. URL: http://bruker-microct.com/products/all_products.htm (дата обращения: 25.09.2015)

15. Stock S. R. MicroComputed tomography: methodology and applications. – CRC press, 2008.

16. Hounsfield G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system // The British journal of radiology. – 1973. – Т. 46. – №. 552. – С. 1016-1022.

17. Alexander Flisch, Philipp Schütz, et al. High energy CT with portable 6 MeV linear accelerator ICT 2014 p. 239 – 240.

18. Michael Salamon, Nils Reims, et al. XXL-CT, unique CT capabilities for industrial applications ICT 2014 p. 241 – 242.

19. Вайнберг И.А., Вайнберг Э.И., Цыганов С.Г., Сидорин В.Б. Высокоэнергетические томографы «Проминтро» // В мире НК. – 2008. – № 3. – С. 64-67.

20. CT portable. URL: http://www.iis.fraunhofer.de/content/dam/iis/de/doc/ezrt/prp/20131008_ZfP_Brosch%C3%BCre_CTportable_web.pdf (дата обращения: 25.09.2015)

21. Van den Bulcke J., Wernersson E. L., Dierick M., Van Loo D., Masschaele B., Brabant L., Van Acker J. 3D tree-ring analysis using helical X-ray tomography. // Dendrochronologia. 2014. – № 32, вып. 1, С. 39–46.

22. Иванов С. А., Щукин Г.А. Рентгеновские трубки технического назначения — Ленинград: Энергоатомиздат, 1989. — 200 с.

23. Home | Hamamatsu Photonics. URL: <http://www.hamamatsu.com/> (дата обращения: 25.09.2015)

24. Microfocus X-ray tubes “Made in Germany”; from X-RAY WorX. URL: <http://www.x-ray-worx.com/> (дата обращения: 25.09.2015)
25. GE Healthcare Worldwide - [gehealthcare.com](http://www.gehealthcare.com). URL: <http://www.gehealthcare.com/> (дата обращения: 25.09.2015)
26. Romans, L.E. and Romans, L.R. Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. 2011.
27. Kalender, Willi A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. John Wiley & Sons, 2011.
28. Varian Medical Systems. URL: <https://www.varian.com/> (дата обращения: 25.09.2015)
29. Nikon Metrology - 3D Scanning - 3D Inspection - CMM - Articulated Arms - Computed tomography - Large Scale Inspection. URL: <http://www.nikonmetrology.com/> (дата обращения: 25.09.2015)
30. Hemberg, Oscar, Mikael Otendal, and Hans M. Hertz. "Liquid-metal-jet anode x-ray tube." Optical Engineering 43, no. 7 (2004): 1682-1688.
31. Hemberg, Oscar, M. Otendal, and H. M. Hertz. "Liquid-metal-jet anode electron-impact x-ray source." Applied physics letters 83, no. 7 (2003): 1483-1485.
32. Excillum | Redefining the X-ray Tube. URL: <http://www.excillum.com/> (дата обращения: 25.09.2015)
33. NanoXCT. URL: <http://nanoxct.eu/> (дата обращения: 25.09.2015)
34. Синхротронное излучение: Свойства и применения : пер. с англ. / Под ред. К. Кунца. — Москва: Мир, 1981. — 526 с.
35. Grodzins L. Optimum energies for x-ray transmission tomography of small samples: Applications of synchrotron radiation to computerized tomography I // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. — 1983. — Т. 206. — №. 3. — С. 541-545.
36. Grodzins L. Critical absorption tomography of small samples: proposed applications of synchrotron radiation to computerized tomography II // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. — 1983. — Т. 206. — №. 3. — С. 547-552.

37. Thompson A. C. et al. Computed tomography using synchrotron radiation // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. – 1984. – Т. 222. – №. 1. – С. 319-323.
38. А. Н. Алейник, А. Р. Вагнер Физические методы в исследовании биологических объектов. — Томск: Изд-во ТПУ, 2013. – 178 с.
39. Курчатовский специализированный источник синхротронного излучения URL: <http://www.nrcki.ru/pages/main/6015/7136/index.shtml> (дата обращения: 25.09.2015)
40. И. М. Тернов, В. В. Михайлин, В. Р. Халилов Синхротронное излучение и его применения. — Москва: Изд-во МГУ, 1980. — 276 с.
41. Borbély A. et al. Submicron tomography using high energy synchrotron radiation // Fabrication and Characterization in the Micro-Nano Range. – Springer Berlin Heidelberg, 2011. – С. 151-170.
42. Willmott P. An introduction to synchrotron radiation: Techniques and applications. – John Wiley & Sons, 2011.
43. Altapova V. R. et al. Imaging methods and their application at the ANKA synchrotron light source //Journal of Surface Investigation. X-ray, Synchrotron and Neutron Techniques. – 2012. – Т. 6. – №. 3. – С. 394-397.
44. Leo W. R. Techniques for nuclear and particle physics experiments: a how-to approach. – Springer Science & Business Media, 2012.
45. Tlustos L., Shelkov G., Tolbanov O. P. Characterisation of a GaAs (Cr) Medipix2 hybrid pixel detector //Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. – 2011. – Т. 633. – С. S103-S107.
46. Takahashi T., Watanabe S. Recent progress in CdTe and CdZnTe detectors // Nuclear Science, IEEE Transactions on. – 2001. – Т. 48. – №. 4. – С. 950-959.
47. Kasap S. O., Kabir M. Z., Rowlands J. A. Recent advances in X-ray photoconductors for direct conversion X-ray image detectors // Current Applied Physics. – 2006. – Т. 6. – №. 3. – С. 288-292.

48. Kasap S. O., Rowlands J. A. Review X-ray photoconductors and stabilized a-Se for direct conversion digital flat-panel X-ray image-detectors // Journal of materials science: materials in electronics. – 2000. – Т. 11. – №. 3. – С. 179-198.
49. Толбанов О. П. Детекторы ионизирующих излучений на основе компенсированного арсенида галлия // Вестник Томского государственного университета. – 2005. – №. 285. – С. 155-163.
50. AN07: Scintillator Options for Shad-o-Box Cameras
51. Майоров А.А. Цифровые технологии в неразрушающем контроле // Сфера Нефтегаз. – 2010. – № 1. – С. 26-37.
52. FDR AcSelerate | Fujifilm Global. URL: http://www.fujifilm.com/products/medical/products/digital_radiography/fdr_acselerate/#features (дата обращения: 25.09.2015)
53. Yaffe M. J., Rowlands J. A. X-ray detectors for digital radiography // Physics in Medicine and Biology. – 1997. – Т. 42. – №. 1. – С. 1-39.
54. Tompsett M. F. et al. Charge-coupled imaging devices: Experimental results // Electron Devices, IEEE Transactions on. – 1971. – Т. 18. – №. 11. – С. 992-996.
55. Бузмаков А. В. Рентгеновская микротомография с использованием увеличивающих рентгенооптических элементов: Дисс. канд. физ.-мат. наук. – Москва, 2009. – 131 с.
56. X-ray cameras; detectors - x-ray ccd detector - emccd cameras - X-ray Micro and Nano Tomography. URL: <http://www.photonic-science.co.uk/products/XRAY-cameras-detectors.html> (дата обращения: 25.09.2015)
57. X-ray CCD image sensors | Hamamatsu Photonics. URL: <http://www.hamamatsu.com/eu/en/product/category/3100/4005/4206/4216/index.html> (дата обращения: 25.09.2015)
58. Princeton Instruments - PIXIS-XF - Indirect Detection. URL: <http://www.princetoninstruments.com/products/xraycam/pixisx/> (дата обращения: 25.09.2015)

59. Martin T., Koch A. Recent developments in X-ray imaging with micrometer spatial resolution //Journal of Synchrotron Radiation. – 2006. – Т. 13. – №. 2. – С. 180-194.
60. Sasov A., Ceulemans T., Van Dyck D. Desktop x-ray microtomography //Photonics West 2001-LASE. – International Society for Optics and Photonics, 2001. – С. 147-154.
61. Granfors P. R., Aufrichtig R. Performance of a 41×41 -cm² amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging applications //Medical physics. – 2000. – Т. 27. – №. 6. – С. 1324-1331.
62. Gingold E. L., Denny L. Y. Lee, Lothar S. Jeromin, Brian G. Rodricks, Michael G. Hoffberg, Cornell L. Williams. Development of a novel high-resolution direct conversion x-ray detector //Medical Imaging 2000. – International Society for Optics and Photonics, 2000. – С. 185-193.
63. Brotherton S. D. Introduction to Thin Film Transistors. Springer International Publishing, Switzerland, 2013.
64. XRD 1622 AO & AP | XRD a-Si | Detectors | Imaging Components | PerkinElmer. URL: <http://www.perkinelmer.com/imaging-components/detectors/xrd-a-si/1622-ao-ap.html> (дата обращения: 25.09.2015)
65. Clein D. CMOS IC layout: concepts, methodologies, and tools. – Newnes, 1999.
66. Graeve T., Weckler G. P. High-resolution CMOS imaging detector //Medical Imaging 2001. – International Society for Optics and Photonics, 2001. – С. 68-76.
67. Farrier M. et al. Very large area CMOS active-pixel sensor for digital radiography //Electron Devices, IEEE Transactions on. – 2009. – Т. 56. – №. 11. – С. 2623-2631.
68. Ohta J. Smart CMOS image sensors and applications. – CRC Press, 2007.
69. High Energy Detector Solutions. URL: <http://www.andor.com/scientific-cameras/high-energy-detection> (дата обращения: 25.09.2015)

70. Zentai G. Comparison of CMOS and a-Si flat panel imagers for X-ray imaging // Imaging Systems and Techniques (IST), 2011 IEEE International Conference. – IEEE, 2011. – P. 194-200.
71. 2D DR & 3D Industrial X-Ray Inspection Systems | Metrology Computed Tomography Systems | North Star Imaging. URL: <http://4nsi.com/systems/> (дата обращения: 25.09.2015)
72. Masschaele B. C. et al. UGCT: New X-ray radiography and tomography facility // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. – 2007. – Т. 580. – №. 1. – С. 266-269.
73. Ketcham R. A., Carlson W. D. Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomographic imagery: applications to the geosciences // Computers & Geosciences. – 2001. – Т. 27. – №. 4. – С. 381-400.
74. ХТ Н 450 для контроля турбинных лопаток и литых деталей | Компьютерная томография | Системы для рентгеноскопического и КТ-контроля | Продукты | Nikon Metrology. URL: [http://www.nikonmetrology.com/en_EU/Products/X-ray-and-CT-Inspection/Computed-Tomography/XT-H-450-for-turbine-blade-and-casting-inspection/\(specifications\)](http://www.nikonmetrology.com/en_EU/Products/X-ray-and-CT-Inspection/Computed-Tomography/XT-H-450-for-turbine-blade-and-casting-inspection/(specifications)) (дата обращения: 25.09.2015)
75. Ceramic type Scintillators|TOSHIBA MATERIALS. URL: http://www.toshiba-tmat.co.jp/eng/list/sc_cera.htm (дата обращения: 25.09.2015)
76. Стучебров С. Г. , Батрагин А. В. , Лукьяненко Е. В. , Синягина М. А. Установки-прототипы для томографической визуализации с субмиллиметровым пространственным разрешением // Известия вузов. Физика. - 2014 - Т. 57 - №. 2/2. - С. 78-82.
77. Поросев В. В. Многоканальная ионизационная камера для цифровой рентгенографии Дисс. канд. физ.-мат. наук. – Новосибирск, 2002. – 110 с.
78. Рентгеновский объектив: пат. 2122757 Рос. Федерация. № 96103972/25, заявл. 06.03.1996,; опубл. 27.11.1998.

79. Сенин Р. А. Микротомография биологических объектов с использованием лабораторных рентгеновских источников: Дисс. канд. физ.-мат. наук. – Москва, 2005. – 142 с.
80. Вайнберг И.А., Вайнберг Э.И. История, состояние и перспективы промышленной рентгеновской компьютерной томографии // В мире НК. – 2013. – № 3. – С. 5-12.
81. Якушина О. А. Методика и технология изучения природного и техногенного минерального сырья методом рентгеновской томографии: Автореф. дисс. докт. техн. наук. – Дубна, 2012. – 50 с.
82. Самородский П. Н. Исследование внутреннего строения образцов руд золота неразрушающим методом рентгеновской вычислительной микротомографии: Дисс. канд. геол.-мин. наук. – Москва, 2004. – 199 с.
83. Рентгеновский анализ керна. URL: <http://www.geologika.ru/2-main/78-x-ray-analiz-kerna> (дата обращения: 25.09.2015)
84. Филимонов С. Ю., Шалдыбин М. В. и др. Возможности компьютерной томографии керна для прогноза коллекторских свойств осадочных горных пород // VII Всероссийское литологическое совещание «Осадочные бассейны, седиментационные и постседиментационные процессы в геологической истории». – Рос. акад. наук, Науч. совет по проблемам литологии и осадочных полезных ископаемых при ОНЗ; Сиб. отд-ние, Ин-т нефтегазовой геологии и геофизики им. А.А. Трофимука., 2013. – Т. 3. – С. 270-273.
85. Манипулятор рентгеновского микротомографа: пат. 2505392 Рос. Федерация. № 2012114008/02, заявл. 10.04.2012; опубл. 27.01.2014. Бюл. № 3.
86. Приборы и оборудование для неразрушающего контроля и диагностики URL: <http://frpc.secna.ru/def/def4.php> (дата обращения: 25.09.2015)
87. Аппараты серии РАП-М - TSNK Laboratory - технические средства неразрушающего контроля. URL: <http://www.tsnk.ru/content/view/5/12/> (дата обращения: 25.09.2015)
88. Remote RadEye 200 - Product Detail - Teledyne DALSA. URL:

- <https://www.teledynedalsa.com/imaging/products/x-ray/static-flat/remoteradeye/RM1244/> (дата обращения: 25.09.2015)
89. RadEye 100: Very Large Area CMOS Image Sensor. URL: <http://www.radicon.de/RadEye100.pdf> (дата обращения: 25.09.2015)
90. M-060 • M-061 • M-062 Precision Rotation Stage. URL: <http://www.physikinstrumente.com/product-detail-page/m-060-m-061-m-062-703100.html> (дата обращения: 25.09.2015)
91. M-403 Precision Translation Stage. URL: <http://www.physikinstrumente.com/product-detail-page/m-403-701750.html> (дата обращения: 25.09.2015)
92. C-863 Mercury Servo Controller. URL: <http://www.physikinstrumente.com/product-detail-page/c-863-900606.html> (дата обращения: 25.09.2015)
93. C-663 Mercury Step Controller. URL: <http://www.physikinstrumente.com/product-detail-page/c-663-900551.html> (дата обращения: 25.09.2015)
94. Корпоративный портал ТПУ - МНОЛ неразрушающего контроля. URL: <http://portal.tpu.ru/departments/laboratory/mnol-nk> (дата обращения: 25.09.2015)
95. ISO 17636-2: 2013(E) Non-destructive testing of welds — Radiographic testing — Part 2: X- and gamma-ray techniques with digital detectors.
96. TIFF. Revision 6.0. URL: <https://partners.adobe.com/public/developer/en/tiff/TIFF6.pdf> (дата обращения: 25.09.2015)
97. MFC Desktop Applications. URL: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/d06h2x6e.aspx> (дата обращения: 25.09.2015)
98. Herman G. T. Fundamentals of computerized tomography: image reconstruction from projections. – Springer Science & Business Media, 2009.
99. URL: <http://www.mathworks.com/products/matlab/> (дата обращения: 25.09.2015)

100. Кравчук А. С. Основы компьютерной томографии. – М.: Дрофа, 2001, – 240 с.
101. NIST: X-Ray Mass Attenuation Coefficients. URL: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm> (дата обращения: 25.09.2015)
102. Duane W., Hunk F. L. On X-Ray Wave-Lengths //Physical Review. – 1915. – Т. 6. – №. 2. – С. 166–172.
103. Poludniowski G. G., Evans P. M. Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part I. Electron penetration characteristics in x-ray targets //Medical physics. – 2007. – Т. 34. – №. 6. – С. 2164-2174.
104. Poludniowski G. G. Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part II. X-ray production and filtration in x-ray targets //Medical physics. – 2007. – Т. 34. – №. 6. – С. 2175-2186.
105. Poludniowski G., Landry G., DeBlois F., Evans P.M., Verhaegen F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes //Physics in medicine and biology. – 2009. – Т. 54. – №. 19. – С. 433–437.
106. Buzug T. M. Computed tomography: from photon statistics to modern cone-beam CT. – Springer Science & Business Media, 2008.
107. ISee! – the BAM radiographic image analysis software. URL: <http://dir.bam.de/ic/> (дата обращения: 25.09.2015)
108. BS EN 14784-2:2005 Non-destructive testing. Industrial computed radiography with storage phosphor imaging plates. General principles for testing of metallic materials using X-rays and gamma rays
109. BS EN 12543-5 Non-destructive testing – Characteristics of focal spots in industrial X-ray systems for use in nondestructive testing – Part 5: Measurement of the effective focal spot size of mini and micro focus X-ray tubes.
110. ASTM Standard E2903-13 Standard test method for measurement of the effective focal spot size of mini and micro focus X-ray tubes.
111. Hiller J., Maisl M., Reindl L. M. Physical characterization and performance evaluation of an x-ray micro-computed tomography system for dimensional metrolo-

- gy applications //Measurement Science and Technology. – 2012. – Т. 23. – №. 8. – С. 085404.
112. Canny J. A computational approach to edge detection // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. – 1986. – №. 6. – С. 679-698.
113. Shapiro L., Stockman G. C. Computer Vision. 2001., Prentice Hall. – 2001.
114. BS EN 462-5:1996 Non-destructive testing. Image quality of radiographs. Image quality indicators (duplex wire type), determination of image unsharpness value
115. ASTM E2002 - 98(2009) Standard Practice for Determining Total Image Unsharpness in Radiology
116. ISO 19232-5:2013 Non-destructive testing – Image quality of radiographs – Part 5: Determination of the image unsharpness value using duplex wire-type image quality indicators
117. Физика визуализации изображений в медицине: в 2-х томах, пер. с англ. / под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991- Т. 1. – 1991. – 408 с.
118. ASTM Standard E1695-95 (2006)e1, Standard Test Method for Measurement of Computed Tomography (CT) System Performance, www.astm.org.
119. ASTM Standard E1441-11, Standard Guide for Computed Tomography (CT) Imaging, www.astm.org.
120. ASTM Standard E1570-11, Practice for Computed Tomographic (CT) Examination, www.astm.org.
121. Wang Yan-Fang et al. Measurement of the spatial resolution and the relative density resolution in an industrial cone-beam micro computed tomography system // Chinese Physics C. 2013. – Т. 37. – №7 – С. 078202.
122. Якушина О.А. О возможности оперативной оценки качества минерального сырья при решении технологических задач методом рентгенотомографии / О.А. Якушина, Е.Г. Ожогина, М.С. Хозяинов // ГЕОРазрез – электронное научное издание. – Режим доступа: <http://georazrez.uni-dubna.ru>, свободный.
123. Trond K. Combining high-fidelity helical microtomography With region-of-interest Scanning for improved core Characterisation / Trond K. Varslot, Andrew M. Kingston, Shane J. Latham, Jill Middleton, Mark A. Knackstedt and Adrian P. Shep-

pard // International Symposium of the Society of Core Analysts held in Austin, Texas, USA 18-21 September, 2011.

124. Permana A. K. 3-D Imaging of Cleat and Micro-cleat Characteristics, South Walker Creek Coals, Bowen Basin, Australia: Microfocus X-ray Computed Tomography Analysis // Indonesian Journal on Geoscience. – 2012. – Т. 7. – №. 1. – С. 1-9.

125. Ворошилов С. П., Клименов В. А., Капранов Б. И., Ворошилов Я. С., Ворошилов А. С., Трубицына Д. А., Батрагин А. В., Мазаник Е. В. Исследование каменных углей с использованием рентгеновской томографии // Вестник Научного центра по безопасности работ в угольной промышленности. – 2013. – Т. 1.2. – С. 5–11.

126. Трубецкой К.Н. Фрактальная структура нарушенности каменных углей и их предрасположенность к газодинамическому разрушению / К.Н. Трубецкой, А.Д. Рубан, С.Д. Викторов, О.Н. Малинникова, В.Н. Одинцев, А.Н. Кочанов, Д.В. Учаев // Доклады Академии наук, 2010. – Т. 431. – № 6. – С. 818–821.

127. Булат А.Ф. Фракталы в геомеханике / А.Ф. Булат, В.И. Дырда. – Киев: Наукова думка, 2005. – 358 с.

128. Нелинейная механика геоматериалов и геосред / Макаров П.В., Смолин И.Ю., Стефанов Ю.П., Кузнецов П.В., Трубицын А.А., Трубицына Н.В., Ворошилов С.П., Ворошилов Я.С // Новосибирск: Гео, 2007. – 235 с.

129. Батрагин А. В., Белкин Д. С., Капранов Б. И., Крёнинг Х. В., Чахлов С. В., Блинов В. М., Чечулин Е. Г., Чунаев В. Ю. Томографический метод эталонирования образцов толщины карбидокремниевого покрытия // Механика и процессы управления: материалы XXXXII Всероссийского симпозиума, Миасс, 18-20 Декабря 2012. – СПб.: РАН, 2012 – Т. 1 – С. 38-46.

130. Гнесик Г. Г. Карбидокремниевые материалы. М.:Металлургия, 1977. 216с.

131. Солнцев С. С., Исаева Н. В., Ермакова Г. В., Максимов В. И. Высокотемпературное покрытие, патент РФ № 2253638, С 04В41/87, С 04В35/00. Дата публикации: 10.06.2005, ВГУП «ВИАМ».

132. Потапов А. И., Сясько В. А. Неразрушающие методы и средства контроля толщины покрытий и изделий. Научное, методическое и справочное пособие. СПб: Гуманистика, 2009. 903 с.
133. CTAn| Bruker microCT. URL: <http://bruker-microct.com/products/ctan.htm> (дата обращения: 25.09.2015)
134. Douglass A. E. (1929) The secret of the Southwest solved by talkative tree rings // National Geographic. 1929. – № 56. – С. 736–770.
135. Fritts H. C. Dendroclimatology and dendroecology. // Quaternary Research, 1971. – № 1(4). – С. 419–449.
136. Vaganov E. A., Hughes M. K., Shashkin A. V. Growth Dynamics of Conifer Tree Rings: Images of Past and Future Environments. Springer. 2006.– Вып. № 183.
137. Polge H. The use of X-ray densitometric methods in dendrochronology // Tree-ring bulletin. 1970. – № 30. – вып. № 1. – С. 1–10.
138. Schweingruber F. H., Fritts H. C., Bräker O. U., Drew L. G., Schär, E. The X-ray technique as applied to dendroclimatology. // Tree-ring bulletin. 1978. – № 38. – С. 61–91.
139. Bill J., Daly A., Johnsen Ø., Dalen K. S. DendroCT–Dendrochronology without damage // Dendrochronologia. 2012. – № 30, вып. 3, С. 223–230.
140. Биоиндикация стратосферного озона / Под общей ред. В. В. Зуева; Рос. акад. наук, Сиб. отд., Институт оптики атмосферы. – Новосибирск: Изд-во СО РАН, 2006. – 228 с.
141. Смирнов С.В., Батрагин А.В., Бондаренко С.Л., Стучебров С.Г. Анализ воздействия биологически активного солнечного излучения на плотность годовичных колец хвойных деревьев // 8-я Международная конференция и школа молодых ученых по измерениям, моделированию и информационным системам для изучения окружающей среды: сборник трудов, Томск, 28 Июня - 5 Июля 2014. – Томск: Томский ЦНТИ, 2014 – С. 109–111.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1

Свидетельство о государственной регистрации программы управления рентгеновским микротомографом TOLMI-150-10 (uCT)

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



RU 2015615768

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

ГОСУДАРСТВЕННАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПРОГРАММЫ ДЛЯ ЭВМ

Номер регистрации (свидетельства):
2015615768

Дата регистрации: 22.05.2015

Номер и дата поступления заявки:
2015612229 26.03.2015

Дата публикации: 20.06.2015

Контактные реквизиты:
634050, г. Томск, пр. Ленина, 30,
ФГАОУ ВО НИ ТПУ, отдел
правовой охраны РИД

Авторы:

Чахлов Сергей Владимирович (RU),
Батрагин Андрей Викторович (RU)

Правообладатель:

федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский Томский
политехнический университет» (RU)

Название программы для ЭВМ:

Управление рентгеновским микротомографом TOLMI-150-10 (uCT)

Реферат:

Программа предназначена для управления томографом TOLMI-150-10 и может применяться в промышленной томографии изделий диаметром до 50 мм. Программа обеспечивает выполнение следующих функций: управление рентгеновским аппаратом; управление матричным детектором; управление приводами перемещения и вращения; выбор оптимального режима просвечивания образца с использованием режима «живого видео»; автоматический сбор проекционных радиографических данных; визуализацию проекционных данных.

Тип реализующей ЭВМ: IBM PC-совмест. ПК

Язык программирования: C++

Вид и версия операционной системы: Windows NT/2000/XP/2003/Vista/7

Объем программы для ЭВМ: 106 Кб

ПРИЛОЖЕНИЕ 2

Свидетельство о государственной регистрации программы «Расчет геометрических параметров томографического сканирования (ScanPar)»

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации программы для ЭВМ
№ 2016612800

Расчет геометрических параметров томографического сканирования (ScanPar)

Правообладатель: *федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (RU)*

Автор: *Батрагин Андрей Викторович (RU)*

Заявка № **2016610008**
Дата поступления **11 января 2016 г.**
Дата государственной регистрации
в Реестре программ для ЭВМ **10 марта 2016 г.**

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности



Г.П. Ивлиев Г.П. Ивлиев

ПРИЛОЖЕНИЕ 3

Свидетельство о государственной регистрации программы для расчета
функции передачи модуляции рентгеновских томографических систем

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации программы для ЭВМ
№ 2016612690

**Расчет функции передачи модуляции рентгеновских
томографических систем**

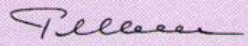
Правообладатель: *федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский Томский политехнический
университет» (RU)*

Автор: *Батрапин Андрей Викторович (RU)*



Заявка № **2016610009**
Дата поступления **11 января 2016 г.**
Дата государственной регистрации
в Реестре программ для ЭВМ **04 марта 2016 г.**

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

 **Г.П. Ивлиев**

ПРИЛОЖЕНИЕ 4

Акт об использовании результатов исследований в НИИ КПССЗ, г. Кемерово

Федеральное агентство научных
организаций



Федеральное государственное
бюджетное научное учреждение
«Научно-исследовательский институт
комплексных проблем
сердечно-сосудистых заболеваний»
(НИИ КПССЗ)

Сосновый бульвар, д. 6, г. Кемерово, 650002
тел. 8 (3842) 643-308, факс 8 (3842) 643-410
e-mail: reception@kemcardio.ru
www.kemcardio.ru

№ _____

На _____

№ _____ от _____

УТВЕРЖДАЮ

Директор ФГБНУ "НИИ КПССЗ"

Профессор О.Л. Барбараш



2015 г.

АКТ

об использовании результатов научных исследований сотрудника
Национального исследовательского Томского политехнического университета
Батранина А.В. в ФГБНУ "НИИ КПССЗ"

Разработанное оборудование для проведения рентгеновской томографии высокого разрешения было применено для получения цифровых моделей протезов аортальных клапанов и кровеносных сосудов. Данные модели использовались для компьютерного моделирования с целью изучения поведения протезов в организме пациентов. Пространственное разрешение, достигнутое на разработанном оборудовании, позволяет получать достаточно детальные модели протезов и открывает пути их улучшения.

Н.с. лаборатории новых биоматериалов

Клышников К.Ю.

Заведующая отделом экспериментальной
и клинической кардиологии, д.б.н.

Кудрявцева Ю.А.

ПРИЛОЖЕНИЕ 5

Акт о внедрении результатов исследований в ООО «Диагностика-М», г. Москва



ИНН / КПП 7720081285 / 772001001
Р/с 40702810838230102183 в Московском банке
ОАО «Сбербанк России», г. Москва
К/с 30101810400000000225, БИК 044525225
105118 г. Москва, 5-я ул. Соколиной горы, д. 22
тел./факс: +7(495) 228-1828, info@tsnk.ru

УТВЕРЖДАЮ
Генеральный директор
ООО «Диагностика-М»



/Усачев В.Е./

АКТ

о внедрении результатов научных исследований сотрудника Национального
исследовательского Томского политехнического университета Батранина А.В.
в ООО «Диагностика-М»

Разработанный рентгеновский томограф TOLMI-150-10 был успешно применен для неразрушающего контроля ряда изделий ответственного назначения. Томографический метод позволил выявить конструктивные недостатки контролируемых изделий. Их устранение повысило технологичность конструкции и существенно снизило вероятность появления брака.

Внедрение томографического контроля на этапе освоения новой продукции является эффективной мерой с точки зрения отработки бездефектных технологических процессов. Томографический контроль в некоторых случаях заменяет целый ряд испытаний и обеспечивает наглядное представление о внутренней структуре без разрушения объекта контроля.

Ведущий инженер
Колина Д.Л.

ПРИЛОЖЕНИЕ 6

Акт о внедрении результатов исследований в АО «НПЦ Полюс», г. Томск



УТВЕРЖДАЮ

Заместитель генерального
директора по производству

АО "НПЦ "Полюс"

 В.П. Хапилин

АКТ

о внедрении результатов научных исследований
сотрудника Национального исследовательского Томского политехнического
университета Батранина А.В. в АО "НПЦ "Полюс"

Разработанный рентгеновский томографический сканер был успешно применен для неразрушающего контроля изделий ответственного назначения. Томографический сканер позволил выявить производственный дефект в контролируемом изделии. Его обнаружение привело к изменению технологии изготовления изделия и повысило качество выпускаемой продукции, а так же снизило вероятность появления брака.

Начальник цеха №1

Главный металлург

 26.10.15г.

В.В. Минченко

В.Х. Даммер