

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего
образования

«Национальный исследовательский Томский политехнический университет»

На правах рукописи

ЧИНЬ ВАН БАК

**РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ КОМПЛЕКСНОГО КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ
ТЕПЛОВЫДЕЛЯЮЩИХ ЭЛЕМЕНТОВ ДЛЯ ЯДЕРНЫХ РЕАКТОРОВ
МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ**

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

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Научный руководитель:
Д. ф–м. н., Профессор, Руководитель ОКД
Суржиков А.П.

Томск – 2019

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1 РЕНТГЕНОВСКАЯ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ ТОМОГРАФИЯ: ОТ ВИЗУАЛИЗАЦИИ К ИЗМЕРЕНИЯМ	10
1.1 Краткая история развития компьютерной томографии	10
1.2 Методы и средства рентгеновской вычислительной томографии	16
1.3 Технология сканирования в системах компьютерной томографии	19
1.3.1 Классификация систем рентгеновской вычислительной томографии ...	19
1.3.2 Характеристики сканирования	26
1.3.3 Технический прогресс	28
1.4 Индустриальные приложения компьютерной томографии	31
1.5 Проблемы	35
1.6 Заключение главы 1	36
ГЛАВА 2 КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРОВ ТВЭЛ ЯДЕРНЫХ РЕАКТОРОВ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ	38
2.1. Постановка задачи	38
2.1.1 Основные сведения о тепловыделяющих элементах	38
2.1.2 Задачи измерений и контроля	40
2.2 Расчет параметров схем томографического сканирования	40
2.2.1 Схемы сканирования	41
2.2.2 Общая методика расчета времени контроля	45
2.2.3 Дополнительные параметры схемы сканирования	47
2.2.4 Параметры для сравнительного расчета производительности схем сканирования	48
2.2.5 Пример расчета	49
2.3 О выборе и оценке параметров и характеристик систем компьютерной томографии	51
2.3.1 Связь параметров и характеристик систем компьютерной томографии ...	51

2.3.2 Пример расчёта.....	65
2.4 Заключение главы 2	73
ГЛАВА 3 ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ДУАЛЬНЫХ ЭНЕРГИЙ В КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ТЕПЛОТЫДЕДУЮЩИХ ЭЛЕМЕНТОВ	75
3.1 Теоретические основы МДЭ в компьютерной томографии	75
3.1.1 Классическая реализация метода дуальных энергий	77
3.1.2 Монохроматическая реализация метода дуальных энергий.....	78
3.1.3 Псевдо–монохроматическая реализация метода дуальных энергий.....	81
3.1.4 Критерий выбора толщин фильтров	81
3.2 Исследование влияния толщины предварительного фильтра на точность оценок распределений плотности и эффективного атомного номера	85
3.2.1 Однородные цилиндрические объекты.....	85
3.2.2 Многослойные цилиндрические объекты.....	92
3.3 Заключение главы 3	94
ГЛАВА 4 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА ВОЗМОЖНОСТИ КОНТРОЛЯ ТВЭЛ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ	96
4.1 Имитатор с крупными включениями	96
4.2 Имитатор с мелкими включениями.....	99
4.3 Имитатор тепловыделяющих элементов круглого сечения.....	100
5.4 Заключение главы 4	102
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	106
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	108
ПРИЛОЖЕНИЕ. АКТ ВНЕДРЕНИЯ РАЗРАБОТКИ В УЧЕБНЫЙ ПРОЦЕСС ТПУ	123

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы.

В настоящее время задача увеличения срока безопасной эксплуатации тепловыделяющих элементов (ТВЭЛ) на атомных электростанциях (АЭС) относится к числу важнейших проблем современности. Безопасность и надёжность объектов ответственного назначения, к которым относятся АЭС и базовые её элементы, обеспечивается выполнением их сплошного неразрушающего контроля при производстве. Радиография продолжает оставаться одним из основных методов оценки параметров и контроля качества ТВЭЛ, причём контроль осуществляется, как правило, выборочно. К основным недостаткам радиографии относятся; невысокая чувствительность; низкая производительность; невозможность или затруднённость локализации дефектов и их распознавание; влияние субъективного фактора на качество формирования радиографических изображений и интерпретации результатов радиографического контроля.

Одним из наиболее эффективных методов неразрушающего контроля является компьютерная томография (КТ), сфера приложений которой продолжает существенно расширяться в различных отраслях науки, медицины и техники. Изделия, контролируемые методом КТ становятся всё более сложными по форме и структуре. Компьютерная томография становится, несмотря на высокие материальные затраты, основным способом контроля на стадии отладки технологий производства перспективных технических изделий и материалов. В последние десятилетия наметилась тенденция превращения систем КТ из систем визуализации с обязательным участием человека–оператора для анализа изображений и принятия решений в полноценные измерительные системы.

Техническая реализуемость задач контроля ТВЭЛ и измерения информационных параметров зависит от ряда физических, технических и технологических факторов. В качестве наиболее важного технического фактора

следует отметить высокую плотность и значительный уровень эффективного атомного номера материала солей урана, используемых в качестве активного материала. Указанный фактор обуславливает высокий уровень линейного коэффициента ослабления для активного материала и, следовательно, высокую кратность ослабления рентгеновского излучения. В техническом задании на проектирование систем КТ перечислены дефекты ТВЭЛ, подлежащие обнаружению. Среди таких дефектов выделяют: поры с максимальным размером от 30 до 50 мкм; сгущения активных частиц (свыше 1 мм^3); появление активных частиц вне активной зоны ТВЭЛ; отклонение от номинальной толщины оболочек (более 30 мкм); отклонение от номинальной длины активной зоны (более 1 мм).

Расширение класса измерительных задач и задач контроля применительно к испытаниям ТВЭЛ и ужесточение потребительских требований к качеству измерений и контроля обуславливают актуальность исследований, связанных с оценкой параметров анализируемых объектов контроля методом компьютерной томографии.

Степень разработанности темы исследования

Моделированию сигналов и функциональных узлов компьютерных томографов для контроля ТВЭЛ посвящены работы Кузелева Н.Р., Обидина Ю.В., Пикалова В.В., Ylönen A.T., Saxena A. и других.

Исследованию применения методов и аппаратуры компьютерной томографии для контроля качества в технологии изготовления топливных элементов АЭС посвящены работы Косарева Л.И., Кузелева Н.Р., Штань А.С., Helen .M, Malcolm .J

Исследованию промышленной компьютерной томографии сложных технических систем посвящены статьи Воронина К.П., Попова Н.Н., Равина А.А.

Исследованию высокопроизводительного промышленного томографа для контроля ТВЭЛ посвящены работы Обидина Ю.В., Петухова К.В., Поташникова А.К., Сартакова В.Ю.

Исследованию применения нейтронных методов компьютерной томографии для ТВЭЛ посвящены статьи Yasudaю. R, Matsubayashi. M, Nakata. M, Harada. K, Amano. H, Sasajima. F, Nishi. M, Horiguchi. Y.

Исследованию контроля ТВЭЛ методом компьютерной томографии в сухих хранилищах посвящены работы D. Poulson, J. M. Durham, E. Guardincerri, C. L. Morris и др.

В связи с тем, что компьютерная томография позволяет получить информацию о внутреннем строении объектов, она является эффективным средством контроля изделий АЭС для отработки технологий изготовления ТВЭЛ. Результаты хорошо согласуются с данными других методов исследования и качественно дополняют их, позволяя получить полную информацию о контролируемом объекте. Дальнейшие развития компьютерной томографии применительно к контролю анализируемых объектов заключаются в совершенствовании методов и алгоритмов формирования, трансформации и реконструкции проекций и в разработке систем с улучшенными потребительскими свойствами на основе современных источников и регистраторов рентгеновского излучения.

Цель диссертационной работы:

Разработка систем компьютерной томографии для контроля геометрических параметров и оценки неоднородности распределения солей урана в среднем слое тепловыделяющих элементов.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие основные задачи:

1. Доказать возможность применения метода компьютерной томографии для измерения геометрических параметров и обнаружения дефектов в тепловыделяющих элементах;

2. Исследовать чувствительность и достоверность контроля параметров ТВЭЛ методом компьютерной томографии;

3. Разработать методики расчета параметров и производительности схем томографического сканирования протяженных объектов симметрий;

4. Разработать методики выбора и оценки параметров и характеристик систем компьютерной томографии;

5. Исследовать методы реализации компьютерной томографии для контроля ТВЭЛ.

Достоверность и обоснованность полученных в работе результатов обеспечена использованием математического аппарата и основных положений получения и обработки томографических проекций, использованием сертифицированного оборудования, а также достаточным объёмом проведенных экспериментальных исследований.

Научная новизна работы:

1. Разработка методики расчета параметров, производительности и рекомендаций по выбору схем томографического сканирования протяженных объектов с симметрий;

2. Разработка методики расчета и оценки параметров и характеристики систем компьютерной томографии;

3. Доказательство и разработка методики точной оценки пространственного распределения эффективного атомного номера способом компьютерной томографии в комплексе с псевдо—монохроматическим методом дуальных энергий;

4. Доказательство возможности чувствительного и достоверного контроля

параметров ТВЭЛ и обнаружения их дефектов методом компьютерной томографии.

Личный вклад автора: Основные научные теоретические и экспериментальные исследования выполнены автором самостоятельно либо при его непосредственном участии.

Основные положения, вносимые на защиту:

1. Методика расчета параметров и производительности и рекомендации по выбору схем томографического сканирования протяженных объектов с симметрий;
2. Методика расчета и оценки параметров и характеристики систем компьютерной томографии;
3. Упрощенная реализация метода дуальных энергий в компьютерной томографии;
4. Доказательство повышения чувствительности, достоверности и производительности контроля параметров и вероятности обнаружения дефектов ТВЭЛ методом компьютерной томографии.

Апробация работы:

Основные результаты проведенных исследований докладывались и обсуждались на следующих конференциях:

- V Международная конференция школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее». 3 – 8 октября 2016 г.
- IV Международная конференция по инновациям в неразрушающем контроле SIBTEST 2017. 26 – 30 июня 2017 г.
- V Международная конференция школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее». 9 – 14 октября 2017 г.

Публикации

По теме диссертации опубликовано 10 работ, в том числе: 5 – в зарубежных изданиях, рецензируемых базой цитирования SCOPUSи 5– тезисы докладов.

Структура и объем диссертации

Диссертационная работа состоит из введения, 4 глав, заключения, списка литературы. Общий объем 123 страниц, в т.ч. рисунков – 27, таблиц – 8, приложение – 1, библиография содержит 132 наименования

Автор выражает благодарность научному руководителю – д.ф.–м.н. Суржикову Анатолию Петровичу, профессору, руководителю Отделения контроля и диагностики ИШНKB НИ ТПУ. А также выражает благодарность за помощь в подготовке диссертационной работы ведущему научному сотруднику, к.т.н. Осипову Сергею Павловичу, заведующему лабораторией Российско–китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра (РКНЛРКД) к.ф.–м.н. Чахлову Сергею Владимировичу и младшему научному сотруднику РКНЛРКД, к.т.н. Батранину Андрею Викторовичу.

ГЛАВА 1 РЕНТГЕНОВСКАЯ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ ТОМОГРАФИЯ: ОТ ВИЗУАЛИЗАЦИИ К ИЗМЕРЕНИЯМ

1.1 Краткая история развития компьютерной томографии

В конце XIX века произошло эпохальное открытие, связанное с открытием неизвестных лучей, по скромности названных Вильгельмом Конрадом Рентгеном X-лучами. Он открыл не только сами лучи, но и в течение нескольких месяцев исследовал все основные закономерности взаимодействия рентгеновских лучей с веществом. Человечество получило абсолютно новый инструмент исследования внутренней структуры объектов любой природы – от биологических объектов до технических изделий и природных материалов. Уже в самом начале развития рентгеновских методов контроля был отмечен недостаток, связанный с наложением теней структурных фрагментов объекта контроля друг на друга, что затрудняло локализацию дефектов и анализируемых элементов в объекте. Совершенствование рентгеновских методов контроля, испытаний и диагностики продолжалось около 65 лет. Радикальных изменений не происходило, совершенствование сводилось к использованию всё более эффективных источников и детекторов рентгеновского излучения. Революцией в рентгеновской технике называют появление и развитие в 60-ых – 70-ых годах XX века метода компьютерной томографии и реализующих метод средств. Первые разработанные системы КТ применялись в медицине и позволяли устранить влияние теней фрагментов объекта контроля друг на друга. Метод КТ основан на получении проекций под большим количеством ракурсов и оценке распределения некоторого информативного параметра по сечению объекта. Процесс получения итоговых изображений называли реконструкцией. Хаунсфилдом и Кормаком для реконструкции был использован алгоритм, в неявном виде близкий к обратному преобразованию Радона. Конкретный алгоритм реконструкции в совокупности с формированием полного набора проекционных данных, получаемого в результате сканирования объекта контроля узким пучком

рентгеновского излучения под различными углами относительно некоторой неподвижной системы координат, позволила визуализировать распределение плотности тела по его поперечному сечению. Диапазон изменения углов от нуля до ста восьмидесяти градусов обеспечивает корректный расчет и отображение изображений поперечного сечения тела. После эпохальной демонстрации возможностей первых систем рентгеновской вычислительной томографии прошли десятилетия, но принципиально новых изменений в методе и средствах КТ применительно к промышленности длительное время не превосходило. Заметим, что термин «компьютерная томография» не является корректным, так как все виды томографии, базирующиеся на различных физических полях, невозможны без компьютерной обработки. Более корректным представляется термин «рентгеновская вычислительная томография». В последние три десятилетия развитие методов и средств КТ происходит по нескольким основным направлениям. Первое направление развития обусловлено резко возрастающими потребностями науки и промышленности по исследованию внутренней структуры объектов любой природы и любых размеров – от микрометров до десятков сантиметров. Второе направление связано с революционными изменениями на рынке источников и регистраторов рентгеновского излучения, а также высокоточных электромеханических управляемых систем перемещения и вращения. Источники становятся всё более интенсивными, стабильными и с меньшим размером излучающей поверхности. Современные регистраторы рентгеновского излучения отличаются высоким пространственным разрешением, высокой эффективностью регистрации, высокими уровнями энергетического и энергетического разрешения, низким уровнем послесвечения. Третье направление включает в себя усовершенствованные алгоритмы, программы, метрологические приёмы к оценке потребительских параметров КТ. Именно развитие методов и средств КТ в третьем направлении привело к постепенному превращению компьютерной томографии из средства визуализации в средство разнообразных

измерений. Наблюдаемые и ожидаемые потребителем дальнейшие продвижения на пути совершенствования КТ существенным образом связаны с третьим направлением. В научной литературе отмечается бурный рост приложений компьютерной томографии в различных отраслях наук о жизни, в физике, горном деле, в строительстве, в энергетике, атомной промышленности, в ракетной и авиационной отрасли. Выше уже подчёркнуто, что бурный рост подпитывается развитием производств эффективной элементной базы для систем компьютерной томографии, что приводит к увеличению производительности систем КТ. Следует заметить, что компьютерная томография становится «золотым стандартом» тотального (всеобщего) испытания, контроля и диагностики технических объектов ответственного назначения. Здесь под изделиями ответственного назначения понимаются технические объекты, отказ которых в процессе эксплуатации может привести к серьёзным материальным потерям, нарушениям в области промышленной и экологической безопасности. Безусловно, что объекты атомной энергетики относятся к такому классу изделий.

Предлагаемый хронологический обзор охватывает сравнительно короткую историю рентгеновской компьютерной томографии. Целью его, помимо собственно хронологии, является попытка подчеркнуть те факторы, без которых мир был бы лишён такого диагностического средства как метод рентгеновской вычислительной томографии. Ошеломительный научный прорыв, связанный с методом КТ, основан на гениальном объединении научных предвидений в различных областях фундаментальных и прикладных наук. К указанным областям, безусловно, следует отнести: математику; отрасли наук, связанные с компьютерной техникой; теорию взаимодействия рентгеновского излучения с веществом; информатику.

В работе [1] представлено первое краткое описание первого комплекса рентгеновской вычислительной томографии, разработанного Хаунсфилдом в 1969 году и предназначенного для медицинской визуализации внутренней структуры

человека. Метод КТ вскоре нашел широкое применение в различных отраслях науки и техники [2]. Индустриальная компьютерная томография использовалась, прежде всего, в неразрушающих испытаниях различных объектов с целью обнаружения внутренних дефектов. Следующей областью практического использования КТ стало материаловедение. Следующий этап развития технологий КТ связан с дополнением визуализации внутренней структуры оценкой линейных размеров, площадей и объемов структурных фрагментов объекта испытаний и т.п. [3, 4]. В результате полной реализации этого этапа томографические комплексы будут использоваться в качестве альтернативы контактному и оптическим методам измерения пространственных координат, линейных размеров, площадей объемов.

Методы компьютерной и магнитно–резонансной томографии родственны по выполняемой задаче, которая сводится к визуализации (оценке) внутренней структуры контролируемого объекта. Принципиальное различие магнитно–резонансной томографии (МРТ) от КТ заключается в том, что МРТ использует радиоволновое излучение для обнаружения магнитного резонанса молекул водорода, а КТ использует источники ионизирующего излучения и основана на измерении поглощения или рассеяния гамма или рентгеновского излучения. Методы компьютерной и магнитно–резонансной томографии имеют различные области применения. Компьютерная томография представляет собой полезный инструмент для исследования материалов с любой плотностью и эффективным атомным номером. Магнитно–резонансная томография применяется при изучении мягких биологических тканей.

В последние десятилетия разрабатываются методы визуализации пространственной структуры объектов контроля на основе источников нейтронов [5, 6].

Остановимся подробнее на типичных областях применения КТ в промышленности. Метод компьютерной томографии [7,8] позволяет обнаруживать

дефекты: пустоты; трещины; инородные включения. Основным назначением томографии является оценка внутренней структуры объекта исследований, например, зерновой состав, распределение пор и т.д. В метрологии КТ позволяет проводить измерения внешних и внутренних размеров и геометрии сложных деталей. В настоящее время рентгеновская вычислительная томография является единственной технологией, позволяющей измерить внутреннюю и внешнюю геометрию объектов контроля без необходимости их разрушения. Указанный факт делает технологию контроля качества промышленных изделий, имеющих недоступные внутренние полости, фрагменты и т.п., безальтернативной. Рентгеновскую вычислительную томографию можно рассматривать в качестве третьего революционного этапа в координатной метрологии, который последовал за этапами, связанными с контактными 3Dкоординатно–измерительными машинами семидесятых годов XXстолетия и оптическими 3D сканерами восьмидесятых годов того же века.

Количество промышленных приложений КТ огромно и растёт всё возрастающими темпами. Технологии испытания объектов, использующие рентгеновскую вычислительную томографию, нашли широкое распространение при анализе предметов искусства, археологических артефактов, исторических раритетов. Индустриальные приложения томографии не исчерпываются обрабатывающей промышленностью, электронным и энергетическим машиностроением. Особую значимость методы КТ приобретают в отработке технологий производства перспективных строительных материалов, отвечающих повышенным потребительским требованиям. В последние годы томография находит применение в пищевой, фармацевтической промышленности и производстве биоматериалов, в том числе и разнообразных имплантатов.

Разумеется, рентгеновская вычислительная томография имеет свои достоинства и недостатки, существенны и ограничения, предъявляемые к соответствующим объектам контроля. В настоящее время мировое сообщество

учёных и производителей систем КТ регулярно проводят выставки, симпозиумы и конференции, посвященные совершенствованию методов компьютерной томографии и средств, их реализующих.

Любой метод неразрушающего контроля, испытаний, измерений и диагностики обладает присущей ему совокупностью достоинств и недостатков. Не являются исключениями и различные реализации метода компьютерной томографии. В таблицу 1, базирующуюся на данных из работы [24], сведены основные достоинства и недостатки метода компьютерной томографии.

Таблица 1 – Достоинства и недостатки КТ [24].

Достоинства	Недостатки
1. Неразрушающий метод. 2. Возможность оценки внешних форм объекта контроля и фрагментов его структуры. 3. Повышение информативной способности за счёт оценки пространственных распределений плотности и (или) эффективного атомного номера материала по объёму объекта контроля. 4. Возможность испытания объектов любой формы и из любого материала при условии многостороннего доступа к объекту и надлежащего выбора максимальной энергии рентгеновского излучения и разрядности аналого-	1. Наличие многочисленных физических и технических факторов (немоноэнергетическое излучение, рассеяние фотонов, фоновое излучение, непрозрачность объекта), приводящих к артефактам в реконструируемых изображениях. 2. Необходимость в жёстком соблюдении последовательности калибровочных преобразований для специализированных тестовых объектов. 3. Трудности интерпретации систематических погрешностей (артефактов) и ассоциирования их с негативным техническим или

цифровых преобразователей.	физическим фактором. 4. Низкая производительность контроля. 5. Высокая радиационная нагрузка на объект контроля.
----------------------------	--

1.2 Методы и средства рентгеновской вычислительной томографии

Изначально метод и системы рентгеновской вычислительной томографии были разработаны применительно к исследованию пациентов в медицине. Учёные и производственники, осознав главное достоинство метода— возможность оценки внутренней структуры объекта испытаний, оказали необходимый уровень давления с подключением необходимых материальных ресурсов на разработчиков и производителей систем КТ, что и привело к бурному развитию приложений анализируемого метода. Изменения, наблюдавшиеся в последние десятилетия, в методе КТ и соответствующих средствах, связанные с появлением принципиально новых поколений и технических реализаций томографов, существенно подстегнуло интерес и платежеспособный спрос к методу и средствам КТ. Пробуждение интереса и возросший спрос явились стимулом к развитию и производству систем рентгеновской вычислительной томографии. Начало индустриального применения методов и систем КТ относят к восьмидесятым годам XXвека. Соответствующие системы позволяли с высокой вероятностью обнаруживать поры, трещины, расслоения и другие внутренние дефекты. Основной сферой приложений упомянутых систем явилась дефектоскопия, то есть поиск дефектов в виде пор, инородных включений, трещин, уплотнений, расслоений и т.п. Послойное получение изображений сечений объектов контроля, характерное для первого этапа развития систем КТ, не позволяло в полной мере оценить достоинства КТ. Расширение сфер приложения методов и систем КТ в областях, отличных от медицины, началось с самой высокотехнологической отрасли современности – с

производства электронных компонент и изделий, где развитие отрасли диктовало необходимость повышения качества конечных изделий. В указанной отрасли контролировались не только исходные элементы, но и готовые изделия с целью обнаружения возможных дефектов сборки. Сложность соответствующих объектов контроля стимулировало развитие методов КТ. Переход от двумерной визуализации с линейными измерениями и измерениями площадей к пространственной визуализацией и расширением измерительных задач был достаточно сложным, что связано с рядом причин физического, технологического и организационного плана. К таким причинам следует отнести недостаточную чувствительность радиационно-чувствительных преобразователей, недостаточную разрядность АЦП, недостаточное количество и сверхвысокая цена микрофокусных излучателей рентгеновских фотонов. Развитие производства электронных компонентов и агрегатов для компьютерной томографии привело к появлению первых высокоточных систем КТ не только как средств пространственной визуализации, но и средств пространственных измерений. С этого началось бурное развитие приложений систем КТ в качестве измерительных, например, координатных, машин. Первые компьютерные томографы с функцией измерения координат (измерительные машины) были произведены фирмой WerthMesstechnik и представлены на выставке "Control"(Штутгарт, Германия) в 2005 году [10]. Такие измерительные машины предназначались для оценки качества обрабатываемых поверхностей с точностью до единиц микрон, эти машины позволяли обнаруживать дефекты сборки (допуски и посадки). Измерительные машины явились необходимым условием появления новых технических решений, приборов и машин различного назначения с ранее недостижимыми потребительскими свойствами, что, в свою очередь, привело к очередному всплеску интереса к компьютерной томографии. Следует отметить, что системы КИ для линейных и угловых измерений всё-ещё очень дороги для массового потребителя. Несмотря на наблюдающийся рост рынка таких измерительных машин нельзя утверждать о

широком применении систем КТ для измерений [11]. Интерес к здоровью и способность оплаты необходимых затрат на высококачественные медицинские исследования подстёгивают темпы производства систем компьютерной томографии, которые становятся всё-более эффективными, высокопроизводительными и информативными. В свою очередь, производители отслеживают указанные процессы в медицине и выставляют необходимые требования к производству систем КТ индустриального назначения.

В научной литературе [11–14] имеется достаточное количество данных, касающихся развития рынка производства рентгентехники и систем компьютерной томографии (смотри рисунок 1). Из анализа данных, приведённых на рисунке 1.а, можно сделать вывод об устойчивом развитии анализируемого рынка, несмотря на негативное воздействие мирового экономического кризиса. Наблюдаемый прирост систем КТ близок к 7 %, а это существенно выше аналогичных показателей для промышленности, сельского хозяйства, строительства и транспорта.

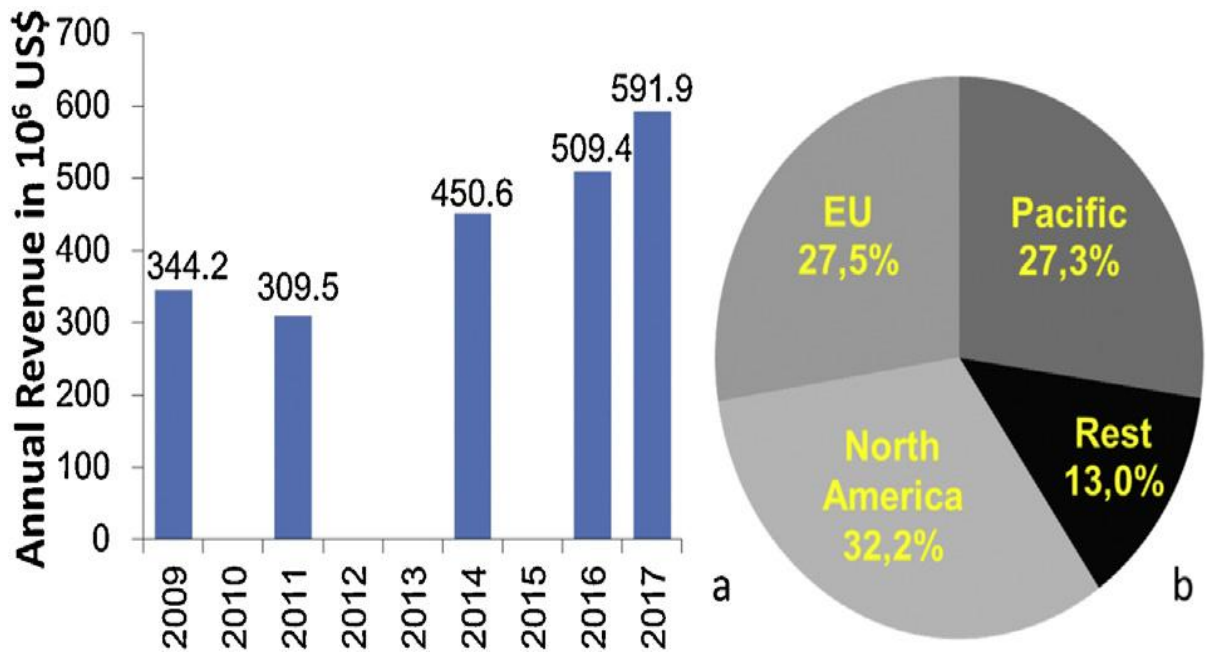


Рисунок 1—Анализ рынка производства систем КТ [11–14]:

а —тенденции роста годового дохода; б—доля установленных систем компьютерной томографии

1.3 Технология сканирования в системах компьютерной томографии

Принципы сканирования объектов контроля в компьютерной томографии и формирования необходимых совокупностей одномерных или двумерных проекций и преобразования их путём реконструкции в пространственные распределения информативных параметров рассмотрены в тысячах статей, например, [3, 15, 16]. В аналогичных работах содержатся технические аспекты практического подхода к проектированию систем КТ, сводящегося к выбору источников и регистраторов рентгеновского излучения, механизмам высокоточного перемещения и вращения, к устройствам позиционирования, к алгоритмам, методикам и программам обработки информации и превращения её в необходимые потребительские данные. Ниже приводится краткий обзор научной литературы, касающийся систем компьютерной томографии, с акцентом на предельные возможности сканирования и рассмотрением тенденций развития анализируемых систем.

1.3.1 Классификация систем рентгеновской вычислительной томографии

Следует отметить, что существует несколько подходов к классификации систем рентгеновской вычислительной томографии. Один из подходов к классификации систем КТ связан с размером томографов. Существуют малогабаритные системы РВТ, предназначенные для испытания миниатюрных изделий. В свою очередь, на рынке научного оборудования представлены высокоэнергетические системы КТ для контроля внутренней структуры крупногабаритных транспортных средств. Ниже кратко опишем некоторые виды систем рентгеновской вычислительной томографии.

1.3.1.1 Медицинская компьютерная томография

В медицинских (клинических) томографах система (блок) источник рентгеновского излучения – регистратор непрерывно вращается вокруг объекта

или пациента, который остается неподвижным или медленно перемещается по горизонтали вдоль оси вращающегося блока, чтобы получить томографические изображения слоёв отсканированного тела. В течение четырех десятилетий применения в медицине разработано несколько поколений клинических томографов[25].

1.3.1.2 Анализ материалов и промышленная компьютерная томография

Системы компьютерной томографии для анализа материалов и других промышленных приложений, например, неразрушающих испытаний, принципиально отличаются от клинических сканеров. В этих системах объект вращается, в то время как система источник рентгеновского излучения – регистратор остаётся неподвижной. Следует отметить, что в промышленной компьютерной томографии, как правило, не существует ограничений на дозы поглощенной энергии рентгеновского излучения облучения, поэтому используются источники с большей интенсивностью излучения по сравнению с клиническими компьютерными томографами. В промышленной томографии требования к разрешающей способности систем и точности измерений отличаются от клинической томографии, поэтому и параметры сканирования могут существенно отличаться от клинической КТ [17,18]. Разрешающая способность и точность измерений в промышленной томографии можно изменить с помощью перемещения оси вращения вместе с предметным столом, на котором расположен объект, либо ближе кисточнику (выше увеличение изображения и физический размер пикселей, но хуже разрешение) или ближе к детектору (более четкое изображение, но геометрическое увеличение изображения) [15]. В клинических сканерах ось вращения центрируется между источником и регистратором рентгеновского излучения. В отличие от клинических сканеров, в большинстве систем КТ для анализа материала или промышленных приложений применяют коническую геометрию просвечивания и панельные или матричные детекторы излучения, что

приводит к многократному снижению времени сканирования (несколько слоев реконструируются за один оборот) и хорошему качеству изображения [15, 18].

1.3.1.3 Измерительная компьютерная томография

В традиционных измерительных системах, например, контактных измерителях координат, измерения проводятся с учетом особенностей объекта контроля. Компьютерная томография позволяет проводить полномасштабные измерения обрабатываемых деталей. Линейные и угловые измерения осуществляются на виртуальной модели, основанные на экспериментальных данных, поэтому сбор данных (сканирование) и оценка размеров могут быть разнесены по времени и пространству. В одномерных задачах измерений особое внимание уделяется точности и повторяемости результатов измерений [15, 18].

С целью повышения точности измерений разработаны контрольно–измерительные машины (КИМ) на основе компьютерной томографии. Такие машины производятся на основе высокоточных механических систем и используют в качестве направляющих термически стабильные структуры. Использование компьютерной томографии в измерительных машинах, оснащенных множеством сенсоров, увеличивает гибкость измерительных машин и расширяет их области применения [26]. На рисунке 2 приведен пример такой измерительной машины, которая включает в себя контактные датчики, компьютерный томограф и неподвижное основание.

Рисунок 3 демонстрирует измерительную систему на основе компьютерного томографа. В этой системе используется микрофокусный источник рентгеновского излучения с жидкостным охлаждением и термически контролируемый шкаф. Термическая стабильность системы и охлаждение источника и регистратора рентгеновского излучения существенно уменьшает влияние тепловых эффектов на точность измерений [27–30]. Описанные измерительные системы тестируются в соответствии со стандартными процедурами и регламентирующими документами

для обеспечения качества измерений. Немецкая директива VDI/VDE 2617–13 [20] в настоящее время является основополагающим документом для уточнения и проверки КТ систем для координатных измерений, и на её базе предполагается разработать стандарты ИСО.

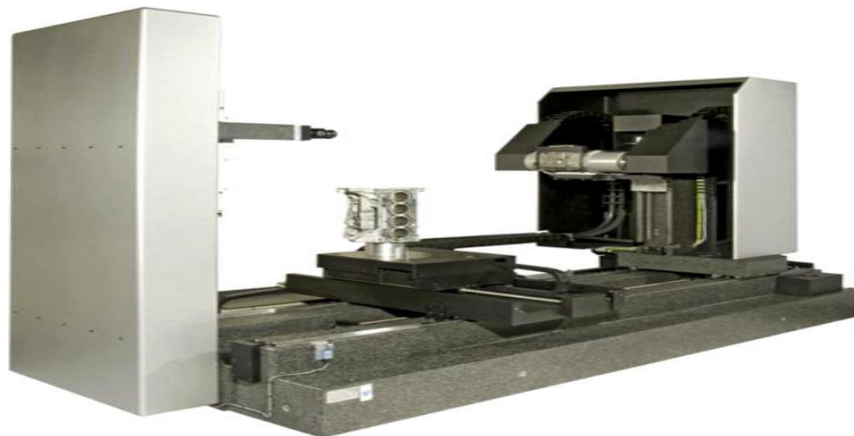


Рисунок 2– Измерительная система на базе компьютерного томографа



Рисунок 3–Измерительная система с КТ фирмы Nikon[20]

1.3.1.4 Роботизированные системы компьютерной томографии

В системах промышленной томографии достаточно используется достаточно много ручного и механизированного труда, связанного с загрузкой и разгрузкой

типовых объектов испытаний, что негативно сказывается на производительности контроля. Для автоматизации загрузки и разгрузки объектов испытаний, системы компьютерной томографии могут быть дополнены роботами. На рисунке 4 приведен пример роботизированной системы компьютерной томографии.



Рисунок 4– Роботизированная система компьютерной томографии

1.3.1.5 Сканирующие электронные микроскопы, сопряженные с компьютерными томографами

Миниатюрные компьютерные томографы могут быть сопряжены со сканирующим электронным микроскопом, что позволяет визуализировать внутреннюю пространственную структуру малых образцов с разрешением до 500 нм без ущерба для формирования традиционных изображений в электронном микроскопе [31]. Эти устройства используют рентгеновское излучение, получающееся в результате сброса электронного пучка микроскопа на металлическую мишень. Рентгеновское излучение после ослабления объектом испытаний регистрируется детектором, установленным на боковом окне микроскопа (рисунок 5). Объект испытаний поворачивается с помощью предметного столика, установленного на месте стандартного держателя образцов.



Рисунок 5 – Электронный микроскоп, сопряжённый с системой компьютерной томографии

1.3.1.6 Компьютерная томография крупногабаритных объектов

Главным ограничением в компьютерной томографии крупногабаритных объектов является проникающая способность рентгеновского излучения. Для увеличения проникающей способности излучения используются рентгеновские аппараты с высоким напряжением. Максимальная энергия наиболее распространённых рентгеновских аппаратов, как правило, ограничена уровнем 450 кэВ, но на сегодняшний день доступны специальные рентгеновские излучатели с максимальной энергией до 800 кэВ[21]. Для получения большей максимальной энергии рентгеновского излучения используются ускорители электронов – линейные ускорители и бетатроны. Еще одним важным вопросом, на который необходимо обратить внимание при сканировании крупногабаритных объектов, является необходимость в регистраторах рентгеновского излучения большого размера. В качестве альтернативы применяется сшивание нескольких

рентгеновских проекций или нескольких реконструированных изображений компьютерной томографии.

1.3.1.7 Линейные ускорители, бетатроны и синхротроны в компьютерной томографии

Наиболее распространёнными источниками рентгеновского излучения остаются рентгеновские аппараты[1], но существуют и другие источники рентгеновского излучения, используя принцип торможения ускоренных электронов. Линейные ускорители, бетатроны и синхротроны, несмотря на свой относительную дороговизну, обладают рядом преимуществ перед рентгеновскими аппаратами. Линейные ускорители (LINAC) позволяют значительно увеличить скорость электронов или других заряженных частиц, подвергая их воздействию бегущего электрического поля. В бетатронах электроны ускоряются циклическим магнитным полем. Линейные ускорители и бетатроны, благодаря высокой энергии тормозного излучения, могут быть использованы для просвечивания крупногабаритных объектов. В настоящее время в развитых странах мира продолжаются работы по совершенствованию систем КТ на базе линейных ускорителей и бетатронов. В последнее десятилетие в системах КТ в качестве источников рентгеновского излучения используются синхротроны. Их излучение имеет следующие свойства: монохромность; узкая направленность; высокая интенсивность [32,33].

1.3.1.8 Другие технологии томографии

В компьютерной томографии объект испытаний должен быть просвечен со всех сторон. Указанное условие не всегда возможно, например, в случае ограниченного доступа к объекту или в случае сильного поглощения рентгеновского излучения в одном из направлений при контроле больших плоских объектов. Преодолеть частично эту проблему позволяет метод томосинтеза [22]. Цифровая томография на основе томосинтеза представляется наиболее

правильным решением для сканирования плоских деталей. В томосинтезе изображения плоскостей выше и ниже интересующей плоскости формируется за счёт возвратно–поступательного движения рентгеновского источника. Метод томосинтеза может быть применен, например, для контроля многослойных печатных плат, сварных швов на крупных деталях и аэрокосмических компонентов [34,35].

1.3.2 Характеристики сканирования

Кратко обсудим основные характеристики компьютерной томографии для промышленного применения.

1.3.2.1 Разрешение

На пространственное разрешение компьютерных томографов влияет значительное количество факторов физической и технической природы. К основным факторам следует отнести: размер фокусного пятна источника рентгеновского излучения; исполнение регистратора излучения; величина шага сканирования (перемещение и угол); алгоритмы реконструкции; алгоритмы обработки данных после реконструкции. Размер фокусного пятна особенно сильно влияет на качество конечных изображений. Системы с размером фокального пятна источника излучения свыше 0,1 мм, как правило, называют обычной компьютерной томографией или макро КТ. Микрофокусные системы имеют размер пятна излучателя вплоть до одного или нескольких микрометров. У нано фокусных томографов размер излучающей поверхности не превышает в настоящее время 0,4 мкм [35,36]. Синхронное излучение позволяет достичь разрешения 0,2 мкм, а с применением специальной рентгеновской оптики и разрешения 0,04 мкм [38].

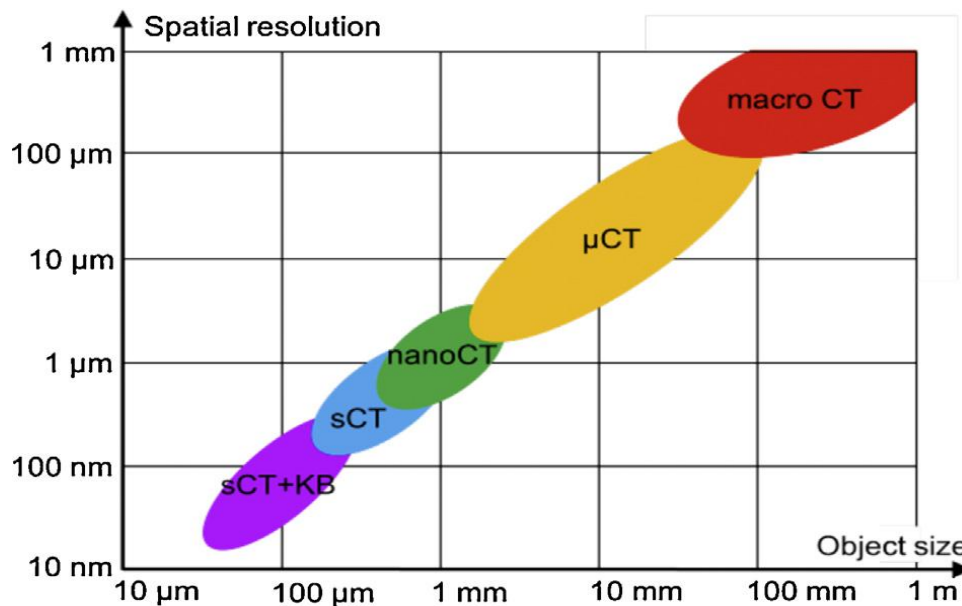


Рисунок 6— Соотношения пространственного разрешения и размеров объекта контроля для систем КТ [37].

На рисунке 6 приведена диаграмма, связывающая размеры объектов контроля с разрешением систем КТ, для наглядности локальными цветными эллипсами выделены области применения различных систем компьютерной томографии.

1.3.2.2 Скорость сканирования

В отличие от специализированных измерительных машин, измеряющих координаты, в системах КТ время сканирования не зависит от количества параметров, которые измеряются на объекте. С другой стороны, время сканирования зависит от времени экспозиции, количества шагов сканирования и обработки данных [1]. Типичный диапазон времени сканирования объекта контроля для промышленных систем КТ с коническим пучком в настоящее время находится в пределах от нескольких минут до одного или нескольких часов [26]. Увеличение скорости сканирования может быть достигнуто повышением интенсивности излучения, применением детекторов с повышенной эффективностью регистрации, внедрением роботизированных систем компьютерной томографии.

1.3.3 Технический прогресс

Наблюдается быстрый рост промышленных приложений компьютерной томографии, подкрепляемый совершенствованием метода и средств, его реализующих. Развитие компьютерной томографии происходит по двум основным направлениям, первое из которых связано с аппаратной реализацией, а второе – с алгоритмическим, метрологическим и программным обеспечением. Ниже приведён краткий обзор основных технологических достижений в рассматриваемой области науки и техники.

1.3.3.1 Высокоскоростные сканеры

На основе революционных достижений в области компонентов компьютерной томографии и вычислительной техники несколько производителей промышленных систем КТ недавно предложили решения быстрого сканирования объектов испытаний. Эти решения позволяют сократить время сканирования промышленных деталей до нескольких секунд [23]. Высокая скорость сканирования таких систем обуславливает возможность непрерывного контроля промышленных изделий. На рисунке 7 изображена система КТ для конвейерного контроля литья с типичной скоростью сканирования и проверки поперечного сечения 5–10 мм в секунду, что позволяет осуществлять полное сканирование и анализ небольших ответственных автомобильных деталей за 10 секунд.

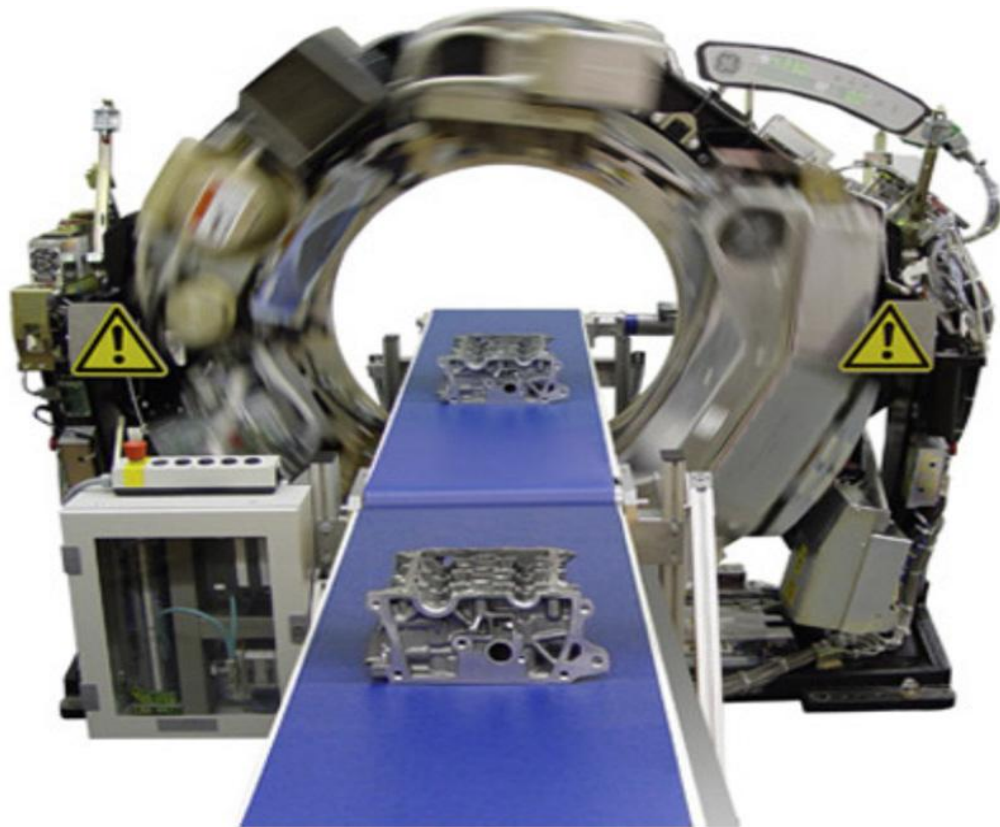


Рисунок 7– Система высокоскоростной компьютерной томографии

Другое передовое решение в области компьютерной томографии связано с возможностью сканирования и получения трехмерных реконструкций движущихся деталей. Объект считается стационарным в течение определенного достаточно короткого периода времени. Результатом томографии является динамический объемный набор данных, то есть изменение объемной модели объекта во времени. Такой метод называется 4D КТ, и может воспроизводиться как фильм.

1.3.3.2 Реконструкция областей интереса

В промышленности для ряда объектов необходимо получить реконструкцию с высоким разрешением не всего объекта, а его фрагмента или нескольких фрагментов. Прогресс в области алгоритмического и программного обеспечения привел к возможности решения этой задачи [37,39,40]. На рисунке 8 показан пример конкретного сканирования объекта с выделением зоны интереса.

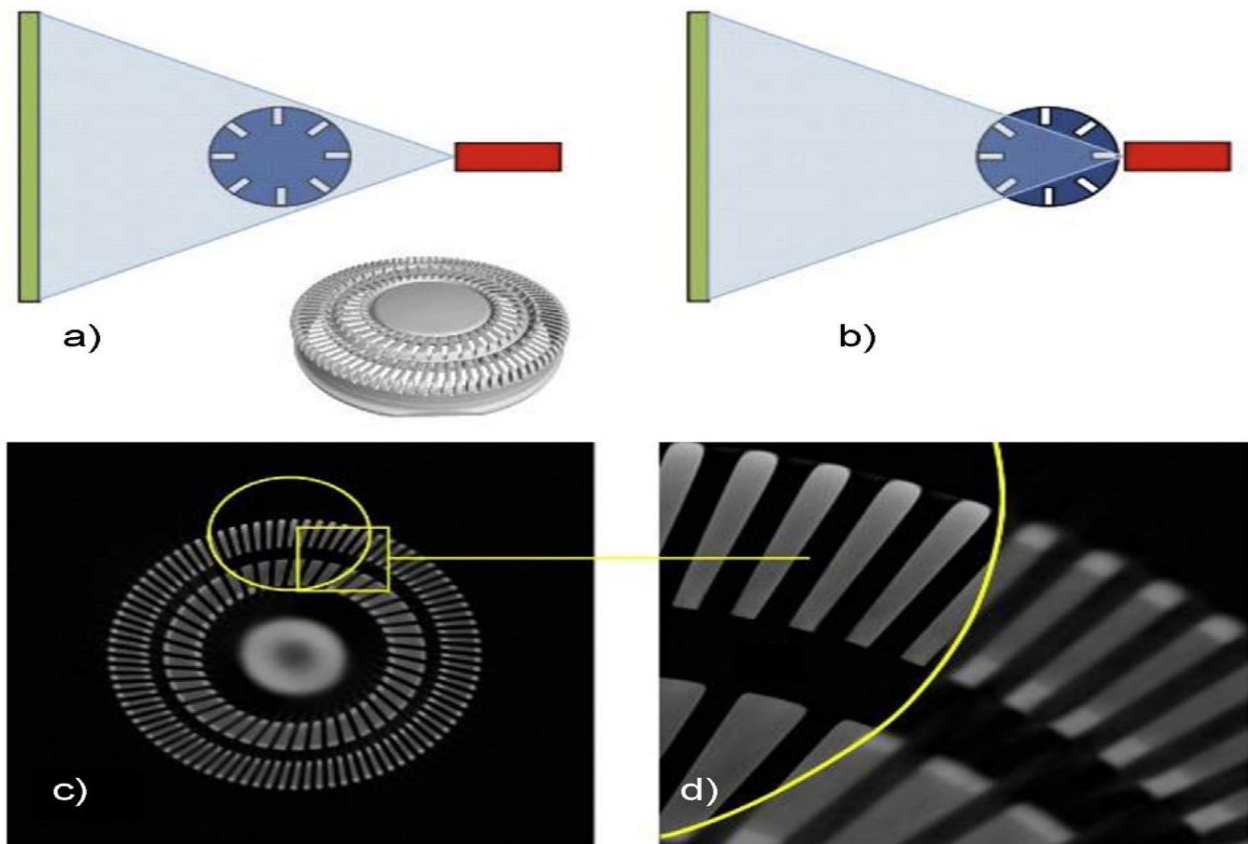


Рисунок 8– Сканирования электрических лезвий:

- а) томография всего объекта; б) томография фрагмента с высоким разрешением;
 в) реконструкция всего объекта, г) реконструкция высокого разрешения

Объект вначале сканируется целиком с грубым разрешением, затем область интереса сканируется при большом увеличении и, соответственно, высоком разрешении. При конечной обработке используется информация о реконструкции для сканирования грубого разрешения [26].

1.3.3.3 Расширение поля сканирования

Существует несколько методов для расширения поля сканирования в компьютерной томографии [40,41]. Такие методы необходимы в случае, если области сканированного объекта расположены вне поля зрения системы источник – регистратор. Эти области можно назвать «мёртвыми зонами». Наличие мёртвых зон приводит к тому, что линейные интегралы, соответствующие этим зонам не проецируются в детектор. В настоящее время существуют методы объединения

нескольких первичных изображений в одну проекцию. Это необходимо в случае если тень объекта превышает размер регистратора в направлении, перпендикулярном оси вращения [40]. Если тень объекта больше размера регистратора в направлении параллельном оси вращения, то его удлиненная реконструкция может быть получена путем сшивания нескольких реконструкций.

1.4 Индустриальные приложения компьютерной томографии

Современный этап развития мировой экономики характеризуется тем, что во всех без исключения отраслях промышленности уменьшается длительность жизненного цикла продукции, и увеличивается объем номенклатуры производимых изделий. В результате возрастает необходимость в разработке высококачественных промышленных продуктов и в совершенствовании технологических процессов. Совершенствование технологических процессов производства многих промышленных изделий со сложной формой и огромным количеством характерных параметров невозможно без применения неразрушающих методов испытаний. Ситуация с контролем обостряется применением перспективных материалов: композиционных материалов; пластмасс, армированных высокопрочными волокнами; пористых металлов и т.п. Проверка соответствия характеристик продукции на каждой стадии производства нормативным требованиям высокоточными и высокопроизводительными средствами будет способствовать сокращению объема отходов и затрат. В этом контексте промышленная компьютерная томография предлагает огромное разнообразие областей применения на всех этапах производственных цепочек. Метод компьютерной томографии обеспечивает создание целостной объемной модели испытуемого изделия. Эту модель можно использовать для различных задач контроля, линейных и угловых измерений, а также использовать для обоснованного анализа внешних воздействий, приведших к ненормативным погрешностям, отклонениям формы и т.п. для обратного проектирования

приложений. Компьютерная томография позволяет неразрушающим методом оценивать внутреннюю и внешнюю геометрию обрабатываемых деталей, что доказывает возможность её включения в автоматическую систему управления процессом изготовления изделий ответственного назначения.

Изначальным назначением рентгеновской вычислительной томографии являлась визуализация внутренней структуры объектов контроля. Двухмерная, трехмерная, а в настоящее время и четырехмерная визуализация позволяет качественно провести осмотр испытуемой детали и всех её внутренних фрагментов. Это делает задачу многопараметрового контроля реализуемой и в условиях эксплуатации. Цифровой анализ томографических изображений создает условия для обнаружения сложных дефектов с высокой вероятностью, позволяет отследить негативное развитие внутренних повреждений испытуемых объектов. Наиболее эффективно применение томографии для обнаружения пор, вздутий, пустот, включений и трещин в литых крупногабаритных изделиях сложной формы. С помощью томографии достаточно легко обнаруживаются разной плотности локальных областей. Ранее такие изделия с такими дефектами считались непригодными к контролю. При контроле изделий из перспективных материалов также существует ряд задач, которые невозможно решить без применения томографии. К упомянутым задачам относится определение свойств материалов, анализ ориентации волокон, оценка различий в плотности, диапазон изменения и характер распределения пор. Сказанное выше позволяет сделать вывод о применимости рентгеновской вычислительной томографии для совершенствования производственных процессов. Цифровая модель объекта испытаний позволяет встраивать её в математические модели производственных процессов и отслеживать изменение виртуального объекта во времени и пространстве с учетом разнообразных внешних воздействий. Математическое моделирование является мощным инструментом прогнозирования качественных и количественных свойств объекта испытаний. В качестве примера использования виртуальных моделей на

основе реконструкции внутренней структуры можно предложить задачи переноса тепла, массы, трансформации напряженного состояния объекта. В визуальном представлении результатов томографических испытаний широко используется цветной полутоновой метод раскраски для выделения предельных отклонений, дефектов, областей с повышенной пористостью, мест с отклонением формы, с нарушением технологических допусков и т.п. Дополнительным плюсом применения метода КТ является максимально упрощенная процедура формирования чертежей испытуемой детали, что создаёт возможность корректировки инженером–проектировщиком детали и изделия любой степени сложности. Отметим, что в измерительных машинах, сопряжённых с томографами, измерения координат и величин, связанных с ними, измерения выполняются на виртуальной модели. Это означает, что измерения могут быть проведены в зоне абсолютной реальной недоступности.

С начала третьего тысячелетия обрабатывающая промышленность демонстрирует устойчивый интерес к технологиям компьютерной томографии применительно к контролю качества. Интерес обусловлен рядом факторов технического плана. К указанным факторам относятся:

- растущая сложность элементов, деталей, узлов, агрегатов и т.п. с высокой степенью интеграции, в результате чего сама возможность контроля оценки характеристик испытуемого объекта, его размеров, технологических допусков традиционными контактными, оптическими, ультразвуковыми и другими методами становится проблематичной;

- необходимость в использовании различных модификаций компьютерной томографии для совершенствования технологий создания материалов с необычными потребительскими свойствами, примером таких технологий является литье пластмасс под давлением с металлической или другой арматурой, многокомпонентное литье под давлением;

— люди начинают понимать, что компьютерная томография имеет возможность оценить любое количество пространственных и других параметров объекта контроля, то есть одновременно может быть оценены линейные размеры, площади, объёмы, пористость, различие в плотности, массы фрагментов и т.п.

На рисунке 9 проиллюстрирована множественность параметров объекта контроля, которые могут быть оценены методом рентгеновской вычислительной томографии. Несколько проверок качества вентилятора автомобиля испытаний сводятся к анализу результатов реконструкции внутренней структуры объекта методом компьютерной томографии. Для объекта проводится: I – контроль формы и геометрических отклонений; II – измерение толщин; III – контроль пористости. К решаемым задачам, разумеется, относится и обнаружение дефектов.

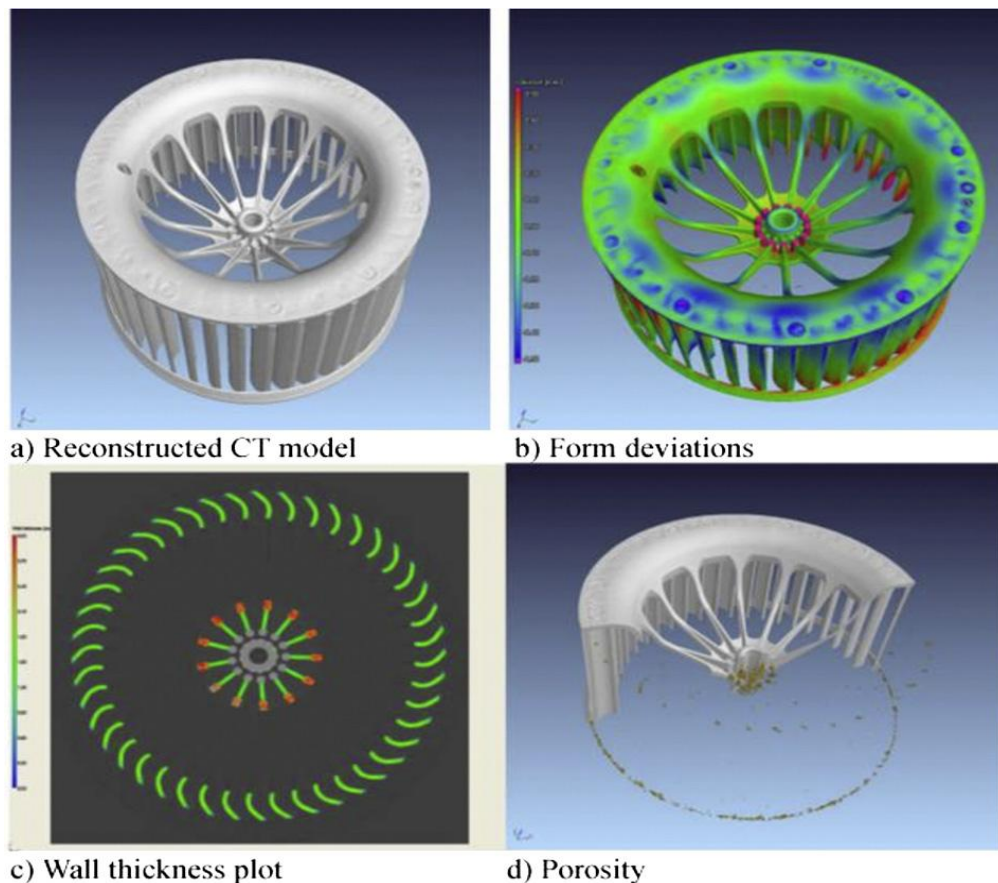


Рисунок 9—Задачи, решаемые методом КТ:

- a – 3D визуализация объекта; b – контроль геометрии;
c – измерение толщины; d –измерение пористости

1.5. Проблемы

На основе анализа научной литературы можно сформулировать ряд общих требований к комплексам КТ, как средствам различных измерений:

- время цикла измерений, включая подготовку к испытаниям, сканирование, реконструкцию, анализ и интерпретацию результатов, должно быть существенно меньше времени цикла изготовления объекта;
- высокие экономические показатели процесса измерений;
- высокая производительность персонала;
- расширение области применения, то есть некоторая универсальность измерительного средства по отношению к объектам контроля.

К специальным требованиям при рассмотрении вопроса о превращении компьютерной томографии в метод измерений разнообразных параметров объекта испытаний следует отнести:

- точность линейных и смежных измерений должна быть существенно повышена, разумеется, при этом необходимо учитывать размеры объекта измерений, то есть достигнутые погрешности субмиллиметрового, субмикронного и нано–размерного уровня не в полной мере соответствуют требованиям потребителя, уступая в ряде случаев по точности оптическим и контактным методам измерений [42];
- необходимость сканирования крупногабаритных объектов из материалов с высокой плотностью, к подобным объектам относятся коробки передач, коленчатые валы, блоки двигателей, судовые двигатели [43];
- необходимость получения информации о внутренней структуре объектов таможенного контроля, к которым относятся грузовые и легковые автомобили, контейнеры для авиационных, автомобильных и морских перевозок [43];
- необходимость в разработке эффективных детекторов рентгеновского излучения, отличающихся улучшенным отношением сигнал/шум и позволяющих проводить измерения с высокой производительностью и (или) лучшей точностью;

- необходимость в разработке источников рентгеновского излучения в диапазоне от 40 кэВ до 10 МэВ с высокой интенсивностью и меньшим фокусным пятном для обеспечения высокой производительности и лучшего геометрического разрешения [44];

- необходимость в усовершенствовании высокоэффективных и высокоскоростных алгоритмов реконструкции с возможностью выбора параметров, специфичных для измерительной задачи, и позволяющих разрабатывать пространственные модели объектов испытаний;

- необходимость в разработке методик экономически обоснованного выбора компонентов систем рентгеновской вычислительной томографии: источника и регистратора рентгеновского излучения; системы перемещения и вращения; методов коррекции негативных факторов [39,45,46];

- необходимость в совершенствовании и разработке методов испытаний объектов, состоящих из различных материалов, с использованием источников рентгеновского излучения с различным энергетическим спектром, со специальными алгоритмами реконструкции и обработки изображений;

- необходимостью разработки устройств и приспособлений в помощь оператору КТ с целью уменьшения времени установки в систему сканирования и уменьшения времени измерения в целом;

- необходимость в автоматическом определении погрешности измерения [48,49,50].

Указанные выше задачи не могут быть решены без глубокой и тщательной проработки вопросов, связанных с влиянием негативных факторов физической и технической природы на качество реконструкции.

1.6 Заключение главы 1

Число промышленных приложений рентгеновской вычислительной томографии значительно и продолжает быстро увеличиваться, что подтверждается

в работе с помощью многочисленных и различных примеров применения метода в обрабатывающих отраслях промышленности, машиностроении, производстве перспективных материалов, пищевой промышленности. Рассмотрены ограничения метода. Обсуждены проблемы развития томографии как метода визуализации внутренней структуры испытываемых объектов и как одного из наиболее мощных измерительных средств. Подчёркнута необходимость координации крупных национальных и международных корпораций, университетов и научных организаций в направлениях, связанных с совершенствованием инструментария, алгоритмического, метрологического и программного обеспечения рентгеновской вычислительной томографии и адаптацией метода и реализующих его средств в различных приложениях.

ГЛАВА 2 КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРОВ ТВЭЛ ЯДЕРНЫХ РЕАКТОРОВ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Производство современных тепловыделяющих элементов (ТВЭЛ), отвечающих заданным уровням функциональности, безопасности и надежности, невозможно без комплексного многопараметрического контроля их параметров. С середины 80-х годов для контроля ТВЭЛ применяется метод Компьютерной томографии [51–54]. Метод КТ позволяет оценить внутреннюю структуру объекта, правильность сборки и т.д. В связи с развитием средств вычислительной техники и систем детектирования рентгеновского излучения в последнее время бурно развивается трехмерная томография [55–58], которая отличается от двухмерной реализации КТ, принято считать, более высокой производительностью. Изменение конструкции ТВЭЛ обуславливает необходимость проведения комплекса теоретических и экспериментальных исследований, анализ результатов которых позволит сделать заключение о возможности применения КТ для многопараметрического контроля ТВЭЛ исследовательских ядерных реакторов.

2.1. Постановка задачи

2.1.1 Основные сведения о тепловыделяющих элементах

Тепловыделяющий элемент исследовательских ядерных реакторов представляет собой в общем случае трехслойное протяженное изделие длиной L с поперечным сечением в форме правильного шестиугольника, квадрата, круга и пластины[59]. Характерные размеры изделий различных форм отмечены на рисунке 10.

В таблице 2 указаны диапазоны изменения размеров ТВЭЛ с различным поперечным сечением.

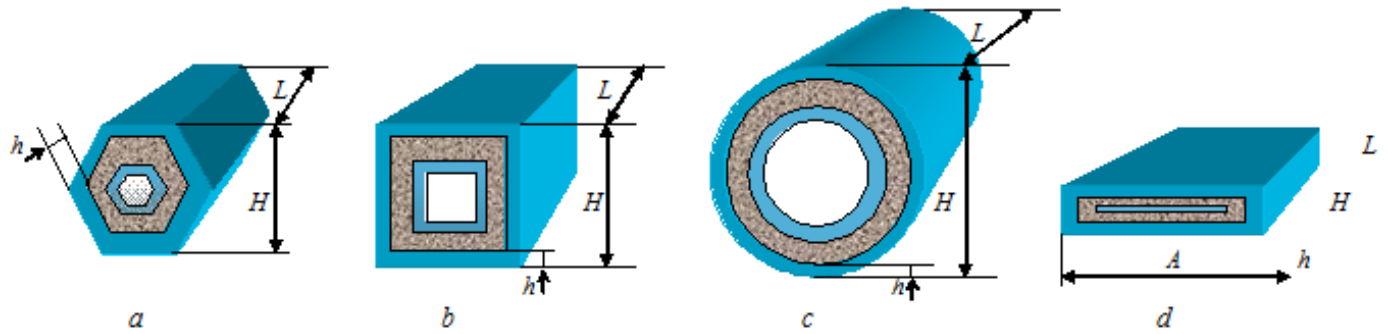


Рисунок 10– Профили поперечного сечения различных типов ТВЭЛ:

a – шестигранник; *b* – квадрат; *c* – круг; *d* – пластина

Таблица 2–Диапазоны изменения размеров ТВЭЛ

Форма поперечного сечения ТВЭЛ	H , мм	L , мм	A , мм	h , мм
Шестигранник	21,3 ÷ 66,3	1300		0,35 ÷ 0,85 мм
Квадрат	28,2 ÷ 69,7	1300		0,35 ÷ 0,85 мм
Круг	10,3 ÷ 70	1300		0,35 ÷ 0,85 мм
Пластина	1,52 ÷ 1,9	630 ÷ 680	71,55	0,35 ÷ 0,85 мм

Оболочки ТВЭЛ изготавливаются из алюминиевых сплавов с плотностью $\rho_0 = 2,7 \text{ г/см}^3$. Средний слой ТВЭЛ представляет собой композицию из соединений урана, диспергированного в алюминиевой матрице. Содержание урана характеризуется его количеством в единице объема ρ_u . Значение ρ_u в ТВЭЛ варьируется в пределах от 1,5 до 6,5 г/см³. По материалу сердечники ТВЭЛ может быть в виде металлических, металлокерамических или керамических. Металлические сердечники изготавливают из чистых урана, тория или плутония или

из их сплавов с другими металлами (например, с Al, Zr, Cr, Zn). Металлокерамические сердечники получают, например, из U и Al путём прессования смесей их порошков (опилок, гранул). Керамические сердечники представляют собой спечённые или сплавленные окислы или карбиды (например, UO_2 , ThC_2). В реакторах общей мощности, использующих немного обогащенный U, сердечники топливных элементов чаще всего изготавливаются из спеченного UO_2 . Такие сердечники не деформируются при сильном выгорании топлива. Кроме того, UO_2 не реагирует с водой. Таким образом, повреждение оболочки в реакторе с водяным охлаждением не приводит к попаданию U в теплоноситель [60].

2.1.2 Задачи измерений и контроля

Система КТ должна решать ряд задач, характерных для испытуемого объекта контроля. К указанным задачам относятся:

- 1,2. измерение толщин внутренней и внешней оболочек;
3. оценка неоднородности распределения солей урана в среднем слое по коэффициенту K_T (относительная погрешность не более 5 % при площади усреднения 50 мм^2);
4. контроль геометрических параметров сердечника ТВЭЛ исследовательских реакторов.

Производительность контроля должна быть не менее 4 изделий в час.

Указанных в пунктах 2.1.1 и 2.2.2 данных достаточно для предварительной оценки возможности применения КТ для контроля ТВЭЛ для ядерных реакторов.

2.2 Расчет параметров схем томографического сканирования

На первом этапе необходимо определиться со схемой получения исходной информации для КТ, то есть со схемой сканирования. Схема сканирования существенно влияет на производительность и качество получаемых трехмерных изображений внутренней структуры.

2.2.1 Схемы сканирования

Исследуем все возможные схемы сканирования протяженных изделий на примере цилиндрических ТВЭЛ диаметром H и длиной L .

Схема 1. На рисунке 11 изображена схема, которая характерна для классического метода КТ. В этой схеме набор необходимых исходных одномерных проекций формируется в результате дискретного (непрерывного) вращения объекта относительно некоторой оси. После получения проекций для одного слоя объект перемещается на величину шага сканирования Δx и процесс повторяется.

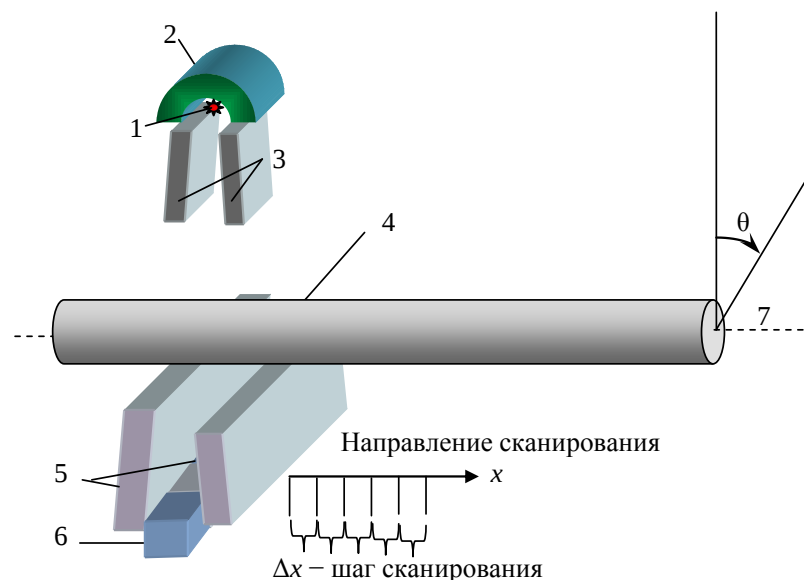


Рисунок 11– Непрерывное (дискретное) вращение с дискретным линейным перемещением:

- 1 – источник излучения; 2 – радиационная защита источника;
 3 – щелевой коллиматор источника; 4 – ОК; 5 – щелевой коллиматор детектора;
 6 – линейка детекторов; 7 – ось вращения ОК

Шаг сканирования Δx не должен превышать размер размера чувствительного объема детектора в направлении сканирования d .

Схема 2. Возможна модификация схемы 1, основанная на использовании в качестве регистратора рентгеновского излучения панельного детектора либо матрицы радиометрических детекторов. В процессе сканирования формируется

набор двумерных проекций. В силу особой значимости такого способа сканирования его целесообразно выделить в отдельную схему (рисунок 12).

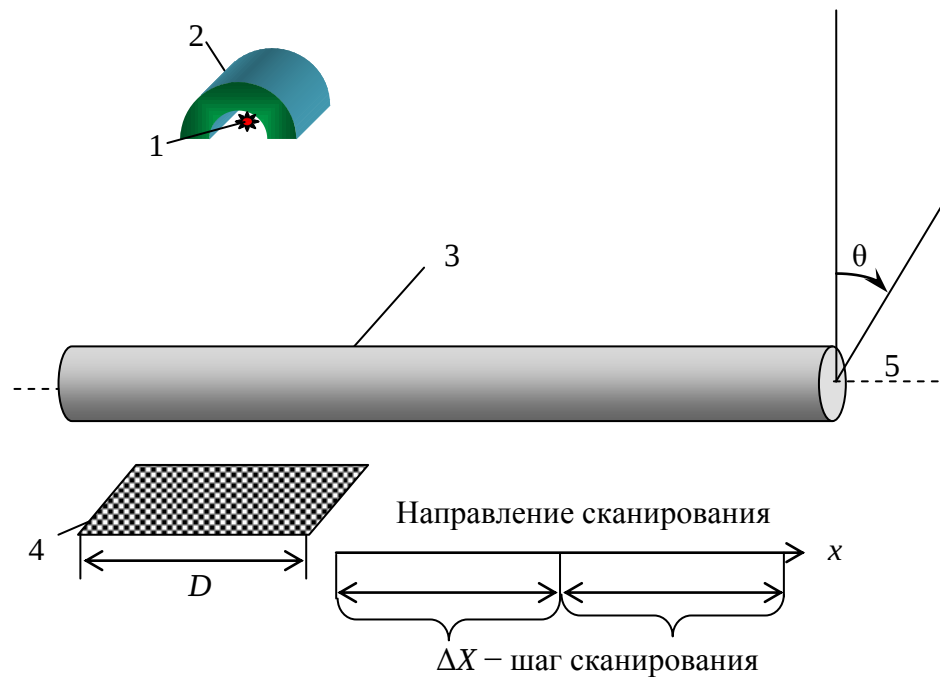


Рисунок 12– Непрерывное (дискретное) вращение с дискретным линейным перемещением с формированием двумерных проекций:

- 1 – источник излучения; 2 – радиационная защита источника;
3 – ОК; 5 – панель (матрица) детекторов; 4 – ось вращения ОК

Различие схемы 2 от схемы 1 заключается в том, что шаг дискретного линейного перемещения после формирования одного набора двумерных проекций ΔX сопоставляется не с размером единичного детектора d , а с размером всей системы детектирования в направлении сканирования D ($\Delta X \leq D$).

Для готовых изделий применительно к рассматриваемой задаче рационально использовать вращение и перемещение объекта перед неподвижной системой источник – регистратор рентгеновского излучения. Если же комплекс КТ встраивается в систему управления технологическим процессом и объект контроля не вращается, то система источник – регистратор рентгеновского излучения может

вращаться относительно ОК, но такая схема сканирования более сложна в реализации и система контроля в целом будет весьма громоздкой.

Схема 3. В схеме 1 ось линейки радиометрических детекторов перпендикулярна оси вращения ОК. Использование протяженных линеек радиометрических детекторов, перекрывающих тень объекта контроля, позволяет ориентировать ось линейки радиометрических детекторов параллельно оси вращения ОК (рисунок 13). В указанной схеме на первом этапе формируется теневое изображение ОК в результате дискретного или непрерывного линейного перемещения объекта контроля относительно системы источник излучения – линейка детекторов. Затем ОК поворачивается на заданный угол и операции формирования двумерных проекций повторяются необходимое число раз.

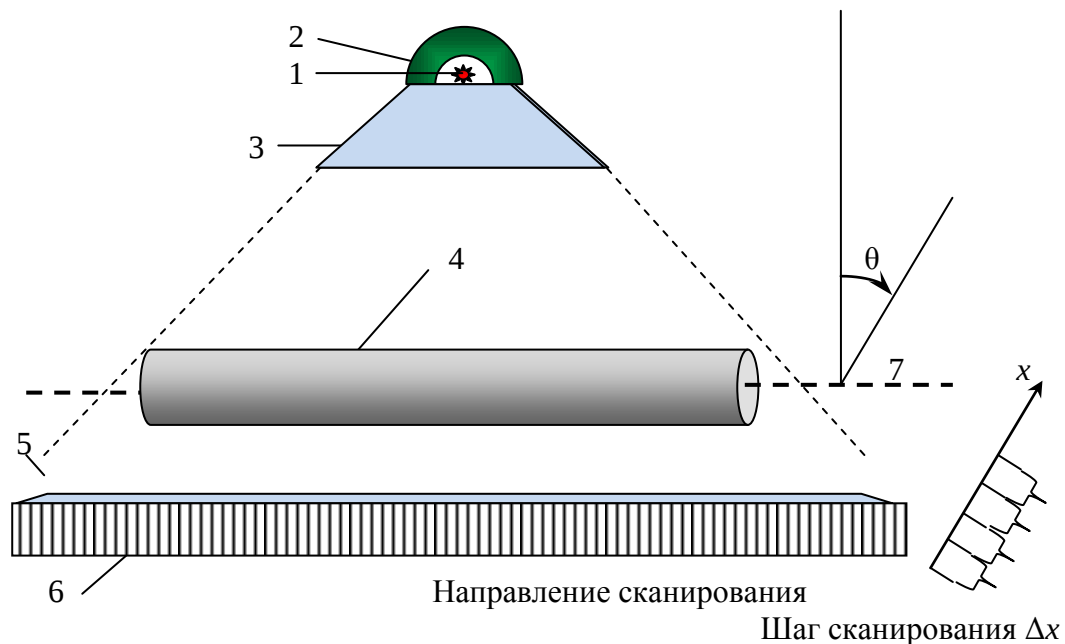


Рисунок 13– Непрерывное (дискретное) линейное перемещение с дискретным вращением с формированием одномерных проекций:

- 1 – источник излучения; 2 – радиационная защита источника;
- 3– коллиматор источника; 4 – ОК; 5 – коллиматор детектора;
- 6 – линейка детекторов; 7 – ось вращения ОК

Схема 4. Следующая схема отличается от схемы 3 регистратором рентгеновского излучения, в качестве которого выступает панельный детектор либо матрица радиометрических детекторов. Естественное требование к размерам системы детектирования – тень от объекта контроля полностью помещается на лобовой поверхности системы детектирования. Соблюдение указанного требования позволяет исключить линейные перемещения объекта, а оставить лишь вращательное (рисунок 14).

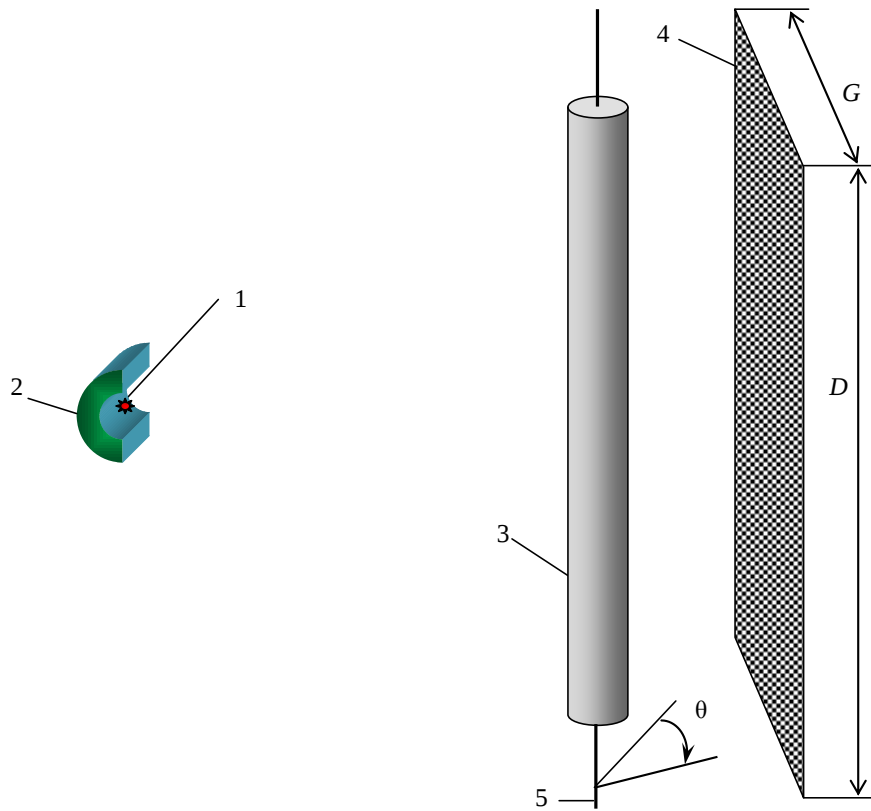


Рисунок 14– Непрерывное (дискретное) вращение с формированием двухмерных проекций:

1 – источник излучения; 2 – радиационная защита источника;

3 – ОК; 4 – панель (матрица) детекторов; 5 – ось вращения ОК

Возможны и другие схемы сканирования, но все они являются производными от схем, приведенных на рисунках 11–14. Например непрерывное (дискретное) вращение с непрерывным линейным перемещением получаем спиральную схему (Рис 15)

Для каждой из схем сканирования должно быть рассчитано общее время T получения информации, необходимой для реконструкции трехмерной структуры объекта испытаний.

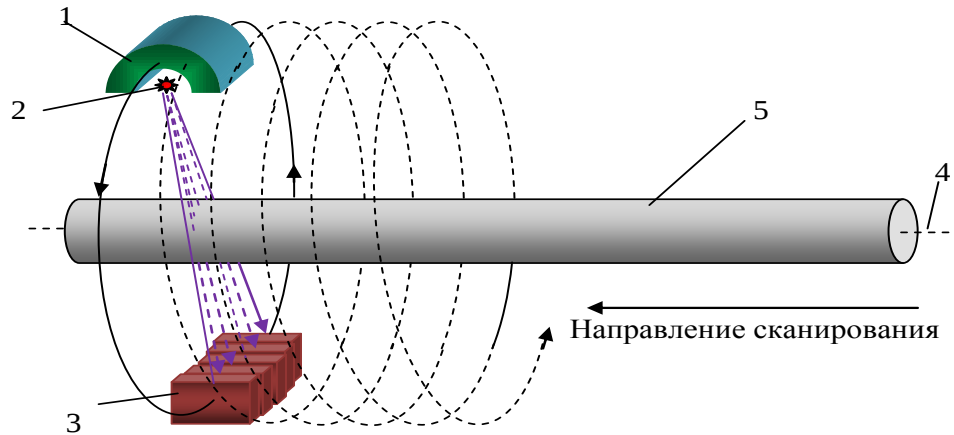


Рисунок 15–Спиральная схема сканирования:

1 – радиационная защита источника; 2 – источник излучения;
3 – детекторов ; 4 – ось вращения ОК; 5 – ОК

2.2.2 Общая методика расчета времени контроля

Схема 1. Время T для схемы № 1 определяется длиной объекта контроля L , временем нахождения линейки детекторов в одной позиции (время формирования одной проекции) t_0 , шагом сканирования Δx (сопоставляется с размером единичного детектора в направлении сканирования d), временем перемещения системы источник – линейка детекторов из одной позиции в другую Δt , шагом по углу вращения $\Delta \theta$.

Выражение для вычисления времени T для первой схемы имеет вид

$$T = t_0 \times \frac{180}{\Delta \theta} \times \frac{L}{\Delta x} + \Delta t \frac{L}{\Delta x} + t_0 \times k, \quad (1)$$

где k – количество временных интервалов, необходимых для калибровки по «черному» и по «белому». Выражение (1) выведено для случая непрерывного вращения.

Схема 2. Главными факторами, определяющими время T , для второй схемы сканирования являются: L – длина ОК, ΔX – шаг сканирования (сопоставляется с размером системы детектирования в направлении сканирования D); t_0 – время нахождения матрицы детекторов (панели) в одной позиции (время формирования одной двухмерной проекции); $\Delta\theta$ – шаг по углу вращения; Δt – время перемещения системы источник – матрица детекторов (панель) из одной позиции в другую.

Время T оценивается по формуле

$$T = t_0 \times \frac{180}{\Delta\theta} \times \frac{L}{\Delta X} + \Delta t \frac{L}{\Delta X} + t_0 \times k. \quad (2)$$

Схема 3. В схеме 3 для определенного угла θ формируется двухмерная проекция методом сканирования узким щелевым пучком рентгеновского излучения объекта контроля, причем размер тени объекта меньше длины линейки детекторов.

Выражение для оценки времени T для схемы 3 имеет вид

$$T = t_0 \times \frac{180}{\Delta\theta} \times \frac{D_0}{\Delta x} + \Delta t \frac{180}{\Delta\theta} + t_0 \times k, \quad (3)$$

здесь D_0 – поперечный размер тени объекта контроля.

Схема 4. В схеме 4 исключаются линейные перемещения объекта относительно системы детектирования в ходе формирования исходной информации.

Формула для вычисления времени сканирования T выглядит следующим образом

$$T = t_0 \times \frac{180}{\Delta\theta} + \Delta t \frac{180}{\Delta\theta} + t_0 \times k. \quad (4)$$

Параметры схем 1 – 4 могут отличаться и по внутреннему техническому содержанию и по диапазону изменения. Вариации схем сканирования могут привести к существенному изменению формул для расчета T . В соответствии с этим выводом необходимо определиться с дополнительными параметрами, конкретизирующими схему получения исходной радиометрической информации.

2.2.3 Дополнительные параметры схемы сканирования

Источник рентгеновского излучения (рентгеновский аппарат) характеризуется максимальной энергией E_{max} и размером излучающей поверхности (фокусного пятна) f . Помимо E_{max} и f рентгеновский аппарат характеризуется рентгеновского аппарата является телесный угол Ω , в котором распространяется рентгеновское излучение, с вершиной в центре фокусного пятна. Указанный телесный угол ограничивают, как правило, поверхностью кругового конуса с углом при вершине ω . Угол ω , в совокупности с размерами объекта, для каждой схемы сканирования определяет расстояние от источника излучения до объекта контроля A_0 . Расстояние от источника излучения до системы детектирования (фокусное расстояние) F вычисляется с учетом требуемого геометрического разрешения r_{lim} на стороне объекта контроля, противоположной от источника излучения. Выражение для вычисления расстояния A_0 имеет вид

$$A_0 = \begin{cases} \frac{H}{2 \sin \frac{\omega}{2}} - \frac{H}{2}, \text{ схема №1} \\ \frac{D\sqrt{2}}{2 \tan \frac{\omega}{2}} - H, \text{ схема №2} \\ \frac{L}{2 \tan \frac{\omega}{2}} - H, \text{ схема №3} \\ \frac{\sqrt{D^2 + G^2}}{2 \tan \frac{\omega}{2}} - H, \text{ схема №4} \end{cases}. \quad (5)$$

Минимальное фокусное расстояние равно $A_0 + H$, в этом случае реальное разрешение r совпадает с размером единичного детектора d в направлении, перпендикулярном распространению излучения, разрешение измеряется в тех же единицах, что и размер d . Формула для вычисления фокусного расстояния F выглядит следующим образом

$$F = \max \left(A_0 + H, \frac{d(A_0 + H)}{r_{\text{lim}}} \right). \quad (6)$$

2.2.4 Параметры для сравнительного расчета производительности схем сканирования

При выборе той или иной схемы сканирования КТ помимо замечаний, сформулированных выше, необходимо руководствоваться принципом, положенным в основу сравнения, который можно выразить фразой – «при прочих равных условиях». К «прочим равным условиям» в данном случае относятся данные, одинаковые для всех схем сканирования. К исходным данным относятся: максимальная энергия рентгеновского излучения E_{max} ; мощность источника рентгеновского излучения P ; угол конусного пучка рентгеновского излучения ω ;

поперечный размер единичного детектора d ; заданное разрешение r_{lim} , диаметр объекта контроля H .

Еще одним параметром, одинаковым для всех схем сканирования является максимальное время t_0 , за которое формируется одна точка исходного изображения, и которое соответствует числу зарегистрированных фотонов рентгеновского излучения n_0 . Время t_0 выбирается для максимального значения произведения геометрического ослабления на ослабление рентгеновского излучения. Будем считать анизотропию рентгеновского излучения незначительной, тогда выражение для оценки t_0 имеет вид

$$t_0 = cP(\xi, \varphi) \max_{\xi, \varphi} \frac{e^{-\mu(E_{eff}(\rho H(\xi, \varphi)))} \rho H(\xi, \varphi)}{F^2(\xi, \varphi)}, \quad (6)$$

здесь ξ , φ полярный и азимутальный углы в системе координат, связанной с источником излучения; $\rho H(\xi, \varphi)$ – средняя массовая толщина объекта контроля по направлению ξ , φ ; E_{eff} – эффективная энергия рентгеновского излучения; коэффициент пересчета мощности в число частиц. Для схем 1 и 3 значим только полярный угол. Каждой схеме соответствуют свои выражения для вычисления расстояний A_0 и F .

Приведенная выше методика позволяет сравнить различные схемы сканирования протяженных объектов методом КТ.

2.2.5 Пример расчета

Продemonстрируем возможности применения предложенной выше методики сравнения схем сканирования для цилиндрического объекта массовой толщиной 4 г/см², эффективный атомный номер $Z_{eff} \approx 15$. Длина объекта 1300 мм. Поперечный размер единичного детектора 0,1×0,1 мм². Угол $\theta = 40^\circ, 60^\circ, 80^\circ$ $E_{max} = 250$ кэВ.

В таблицу 3 сведены результаты расчетов времени получения радиометрической информации для контроля исследуемого объекта методом КТ для всех четырех схем сканирования.

Из анализа данных можно сделать достаточно неожиданный вывод: наибольшей эффективностью по производительности обладает вторая схема сканирования. Наименее эффективна третья схема. Причиной данного факта является необходимость сохранения поля облучения, приводящая к увеличению расстояния от источника излучения до объекта контроля. С увеличением угла θ изменяется и эффективность схем сканирования. Схема 3 и с увеличением угла остается самой малоэффективной. Вопрос выбора между второй и четвертой схемами сканирования остается за потребителем.

Таблица 3 – Время сканирования T , отн. ед.

$\theta, ^\circ$	Схема сканирования	A_0 , мм	F , мм	T
40	1	24,1	65,4	1
	2	72,1	129,5	0,84
	3	1761	2381	30
	4	2036	2748	1,459
60	1	12,5	50	1
	2	36,2	81,7	0,039
	3	1101	1501	20,57
	4	1274	1732	0,665
80	1	6,9	43	1
	2	7,1	56,2	0,019
	3	749,6	1031	13,419
	4	869	1192	0,328

2.3 О выборе и оценке параметров и характеристик систем компьютерной томографии

Возможности дальнейшего развития методов и средств КТ связаны с совершенствованием регистраторов и источников рентгеновского излучения [61, 62]. Современные регистраторы рентгеновского излучения всех энергетических диапазонов имеют собственное высокое пространственное разрешение, которое уже достигло уровня единиц нанометров. Высокая разрешающая способность и производительность систем КТ обеспечивается источниками рентгеновского излучения [63–65], отличающимися от большинства своих предшественников более высокой мощностью излучения и меньшим размером излучающей поверхности. Проектирование анализируемых систем основано на рациональном подборе их основных составляющих (источника и регистратора рентгеновского излучения, системы перемещения объекта контроля) из имеющихся рыночных предложений. Вопросы корректного подбора параметров и оценки характеристик систем компьютерной томографии с учётом размеров и материалов объекта контроля, особенностей источников и регистраторов рентгеновского излучения не в полной мере освещены в научной литературе.

2.3.1 Связь параметров и характеристик систем компьютерной томографии

Существует значительное число подходов к формированию цифровых радиографических проекций. Эти подходы связаны с используемыми регистраторами рентгеновского излучения. В работе [66] приведены критерии сравнения различных модификаций цифровой радиографии. Наибольшее распространение получили регистраторы, использующие комбинированную схему регистрации излучения. В первой составляющей регистратора поглощённая энергия рентгеновского излучения трансформируется в световую энергию, а во второй составляющей регистратора (фотопреобразователе) световая энергия преобразуется в электрический ток. Электрический сигнал поступает на вход

аналого–цифрового преобразователя (АЦП) и превращается в цифровой сигнал. В качестве преобразователя поглощённой энергии рентгеновского излучения в свет в настоящее время используются сцинтилляционные кристаллы, моно или поликристаллические экраны. Назовём часть объёма первичного преобразователя, в которой формируется информация для единичного элемента фотопреобразователя, эффективным чувствительным объемом. Применительно к анализируемой задаче всю совокупность регистраторов можно разделить по критерию световой и радиационной обособленности единичных чувствительных объёмов. Очевидно, что минимальная степень радиационной и оптической обособленности наблюдается для регистраторов на основе сцинтилляционных экранов. Сцинтилляторы в матричных и линейных детекторах световой связи не имеют, но радиационное влияние может быть существенным. Наибольший уровень радиационного влияния характерен для матричных детекторов. Радиационное влияние уменьшают введением радиационных защитных экранов между единичными чувствительными объёмами. На практике такой подход может привести к появлению мёртвых зон. Однако это устраняется специальной процедурой сканирования объектов контроля.

Из сказанного выше можно сделать вывод о значимости двух предельных случаев: сцинтилляционный экран в форме плоскопараллельной пластины – толщиной h значительных поперечных размеров; обособленный сцинтилляционный детектор радиусом r и толщиной h . Отметим, что в качестве сцинтилляторов применяют йодид цезия, вольфрама кадмия, оксид сульфид гадолиния.

2.3.1.1 Формирование радиографических проекций

Остановимся подробнее на формировании радиографических проекций, придерживаясь подхода, изложенного в работе [67].

На выходе регистратора рентгеновского излучения формируется совокупность аналоговых сигналов. С единичным аналоговым сигналом ассоциируется единичный эффективный чувствительный объём сцинтилляционного детектора площадью s мм². Площадь исчисляется в направлении, перпендикулярном направлению распространения нерассеянных фотонов. Не теряя общности можно рассматривать чувствительный объём регистратора цилиндром толщиной h и радиусом r . Пусть на фронтальную поверхность регистратора падает по перпендикуляру поток рентгеновского излучения с максимальной энергией E_0 и интенсивностью N_0 . Распределение частиц по энергии описывается функцией $f(E, E_0)$. Для рассматриваемого случая единичный аналоговый сигнал регистратора $I(E_0, Z, \rho H, r, h)$ за объектом массовой толщиной ρH и эффективным атомным номером материала Z , формируемый за время t , с точностью до коэффициента усиления равен

$$I(E_0, Z, \rho H, r, h) = t \left(N_0 s \int_0^{E_0} E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE + n \right), \quad (7)$$

здесь $E_{ab}(E, r, h)$ – среднее значение поглощённой энергии фотона с энергией E , испытавшего взаимодействие с чувствительным объёмом регистратора h ; $f(E, E_0)$ – распределение фотонов по энергии (энергетический спектр); $\varepsilon(E, h)$ – энергетическая зависимость эффективности регистрации рентгеновского излучения; m – массовый коэффициент ослабления; n – интенсивность собственных шумов в единичном аналоговом сигнале.

Зависимости $E_{ab}(E, r, h)$ могут быть определены методами натурального или вычислительного эксперимента. Значительные материальные затраты на экспериментальные исследования делают применение метода Монте–Карло для анализа указанной многопараметрической зависимости безальтернативным [68]. Ниже будет рассмотрен случай регистраторов, чувствительные объёмы которых

имеют радиационную связь друг другом. К таким регистраторам относятся панельные регистраторы и матрицы радиометрических детекторов, разделённых оптически.

Аналоговые сигналы вида (7) трансформируются аналогово–цифровыми преобразователями (АЦП) в цифровые сигналы. Главной характеристикой АЦП является разрядность k . Цифровой сигнал изменяется от нуля до $K = 2^k - 1$, а аналоговый от нуля до $I_d(E_0, Z, 0)$. Формула для практического вычисления интервала квантования Δ имеет вид

$$\Delta = \frac{I_d(E_0, Z, 0)}{C(2^k - 1)}, \quad (8)$$

здесь C , $C < 1$ – коэффициент уменьшения диапазона изменения цифровых сигналов. Коэффициент C вводится для устранения возможности переполнения.

Приведём конечное выражение для вычисления цифрового сигнала $I_d(E_0, Z, \rho H, h)$

$$I_d(E_0, Z, \rho H, h) = \text{int} \left(\frac{t \left(N_0 S \int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE + n \right)}{\Delta} \right), \quad (9)$$

здесь int – целая часть числа.

Для применения выражения (9) на практике необходимо сделать ряд пояснений. Спектры рентгеновского излучения можно описать формулами из работ [69, 70], справедливыми не только для высокоэнергетических источников рентгеновского излучения, но и в диапазоне от 100 до 900 кэВ. Целью данной статьи является получение оценочных значений параметров и характеристик систем цифровой радиографии, поэтому для расчёта энергетического спектра рентгеновского излучения $f(E, E_0)$ воспользуемся выражением, учитывающим фильтрацию фотонов,

$$f(E, E_0) = \frac{(E_0 - E)e^{-\mu_f(E)h_f}}{\int_0^{E_0} (E_0 - E)e^{-\mu_f(E)h_f} dE}, \quad (10)$$

здесь $\mu_f(E)$ – энергетическая зависимость линейного коэффициента ослабления излучения для материала фильтра; h_f – толщина фильтра. Выражение (10) близко к классам энергетических спектров из [69, 70].

Энергетическая зависимость эффективности регистрации имеет вид

$$\varepsilon(E, h) = 1 - e^{-\mu(E)h}, \quad (11)$$

где $\mu(E)$ – энергетическая зависимость линейного коэффициента ослабления излучения для материала сцинтиллятора.

Линейные и массовые коэффициенты ослабления фотонного излучения вычисляются на основе баз данных по взаимодействию гамма-излучения с веществом [71].

Оценка сверху зависимости $E_{ab}(E, h)$ может быть осуществлена с помощью аппроксимации, аналогичной приведённой в [68],

$$\overline{E_+(E, h)} = \overline{E_{\min}(E)} + (E - \overline{E_{\min}(E)})(1 - e^{-t\mu(E)h}). \quad (12)$$

Коэффициент t зависит от материала сцинтиллятора. Для CsI значение коэффициента t равно 0,85, а для CdWO_4 – 0,75.

Формула, определяющая зависимость $\overline{E_{\min}(E)}$, имеет вид

$$\begin{aligned} \overline{E_{\min}(E)} = & E \frac{\mu_{foto}}{\mu} + (E - 1,02) \frac{\mu_{par}}{\mu} + \pi r_0^2 N_e \frac{0,511}{\mu} \times \\ & \times \left[\frac{-20\alpha^4 + 102\alpha^3 + 186\alpha^2 + 102\alpha + 18}{3\alpha(1+2\alpha)^3} - \frac{2\alpha + 3 - \alpha^2}{\alpha^2} \ln(1+2\alpha) \right]. \end{aligned} \quad (13)$$

где $r_0^2 = 7,94 \cdot 10^{-26} \text{ см}^2$; N_e – число электронов в 1 см^3 вещества сцинтиллятора; μ_{foto} , μ_{par} – линейные коэффициенты ослабления, обусловленные эффектом фотопоглощения и эффектом рождения пар; $\alpha = E/0,511$, где энергия E выражена в МэВ.

В работе [72] рассмотрен подход, который может быть использован для оценки $\overline{E_-(E, h)}$ зависимости $E_{ab}(E, h)$ снизу. Очевидно, что часть энергии, оставленной фотонами в сцинтилляторе при взаимодействии, уносится вторичными электронами. Этот эффект тем значимее, чем выше энергия вторичных электронов. В оценку (12) для получения $\overline{E_-(E, h)}$ можно вставить мультипликативную поправку на утечку вторичных электронов. Наиболее просто указанная поправка вычисляется в приближении рассеяния электронов прямо вперёд. Эта поправка является достаточно грубой, но вполне уместна на стадии предварительных расчётов и оценок.

Уравнения (8)–(13) описывают связь цифровых сигналов с регистратора рентгеновского излучения с основными параметрами системы формирования радиографических проекций.

2.3.1.2 Характеристики систем томографии

На практике используют прямые и косвенные характеристики систем КТ [73, 74]. К прямым характеристикам анализируемых систем, как систем визуализации, относятся время измерения (экспозиции), предельный радиационный контраст, геометрическое разрешение и уровни шумов. Если анализируемые системы функционируют в режиме средств измерений некоторых величин, то к вышеуказанным характеристикам добавляется точность измеряемых величин. Для дефектоскопов одной из наиболее востребованных характеристик является отношение сигнал/шум для заданного дефекта. Прямые характеристики систем КТ, как правило, определяются экспериментально для конкретного объекта контроля и

конкретной задачи. Эти характеристики могут быть с достаточно высокой точностью определены расчётным способом по косвенным характеристикам исследуемых систем. Среди косвенных характеристик следует выделить: интегральную эффективность регистрации; интегральные и дифференциальные массовые коэффициенты ослабления рентгеновского излучения; эффективную энергию рентгеновского излучения; кратность ослабления излучения; радиационную толщину; средние значения поглощённой энергии и квадрата поглощённой энергии зарегистрированного фотона; коэффициент накопления флуктуаций. Достоинством косвенных характеристик является возможность аналитического описания с учётом всех параметров источника и регистратора рентгеновского излучения и объекта контроля. По большей части оценки косвенных характеристик могут быть проверены и экспериментально.

2.3.1.2.a Интегральная эффективность регистрации

Одной из основных характеристик регистратора рентгеновского излучения является интегральная эффективность регистрации. Исходя из классического определения эффективности регистрации, применительно к рассматриваемому случаю под интегральной эффективностью регистрации ε_{int} можно понимать отношение

$$\varepsilon_{int}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z)\rho H} \varepsilon(h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z)\rho H} dE}. \quad (14)$$

Выражение (14) справедливо для АЦП с разрядностью $k=\infty$ и не учитывает конечность собственных шумов регистратора рентгеновского излучения. С учётом конечной разрядности АЦП и необходимой операции устранения собственных

шумов формула, позволяющая оценить интегральную эффективность регистрации, выглядит следующим образом

$$\tilde{\varepsilon}_{\text{int}}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}{I_d(E_0, Z, \rho H, \infty) - I_d(E_0, Z, \infty, \infty)}. \quad (15)$$

Выше отмечено, что анализируемые регистраторы являются комбинированными. Логично допустить, что при отсутствии рентгеновского излучения отсутствует и световой поток, то есть $I_d(E_0, Z, \infty, h) = I_d(E_0, Z, \infty, \infty)$ для любых значений E_0 и Z . Это допущение легко проверяется на практике.

Заметим, что экспериментальная оценка эффективности регистрации на основе выражения (15) возможна в случае сравнения испытуемого регистратора с детектором полного поглощения. Упомянутое сравнение сложно осуществить для высокоэнергетического рентгеновского излучения ($E_0 > 450$ кэВ).

Выражения (9)–(14) позволяют оценить ожидаемую интегральную эффективность регистрации рентгеновского излучения и степень влияния на неё всех указанных выше параметров излучения и регистратора.

2.3.1.2.b Кратность ослабления рентгеновского излучения

Кратность ослабления является важнейшим показателем, который позволяет оценить принципиальную техническую возможность применения методов КТ для решения задач контроля объекта. Кратность ослабления показывает, во сколько раз объект контроля ослабляет исходный поток (интенсивность) рентгеновского излучения. Применительно к анализируемой задаче для оценки интегральной (эффективной) кратности ослабления $M(E_0, Z, \rho H, h)$ воспользуемся выражением

$$M(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\int_0^{E_0} E_{\text{ab}}(E, h) f(E, E_0) \varepsilon(h) dE}{\int_0^{E_0} E_{\text{ab}}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE}. \quad (16)$$

Ожидаемая кратность ослабления вычисляется с помощью выражения (16) с привлечением необходимых энергетических зависимостей, описанных выше.

Экспериментальная оценка кратности $M(E_0, Z, \rho H, h)$ может быть осуществлена по формуле

$$\tilde{M}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{I_d(E_0, Z, 0, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}. \quad (17)$$

2.3.1.2.с Радиационная толщина объекта контроля

В физике защиты от гамма- и рентгеновского излучения, а также в радиационных методах неразрушающих испытаний, используется понятие радиационной толщины объекта контроля. Радиационная толщина измеряется в единицах (длинах) свободного пробега. Формула для оценки радиационной толщины $Y(E_0, Z, \rho H, h)$ имеет вид

$$Y(E_0, Z, \rho H, h) = -\ln \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) \varepsilon(h) dE}. \quad (18)$$

Обработка экспериментальных данных производится по формуле

$$\tilde{Y}(E_0, Z, \rho H, h) = -\ln \frac{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}{I_d(E_0, Z, 0, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}. \quad (19)$$

Из сопоставления выражений (16) и (18) выводится выражение связи радиационной толщины ОК $Y(E_0, Z, \rho H, h)$ и кратности ослабления $M(E_0, Z, \rho H, h)$.

$$Y(E_0, Z, \rho H, h) = \ln M(E_0, Z, \rho H, h). \quad (20)$$

Выражение (20) используется и для экспериментальной оценки радиационной толщины объекта контроля $\tilde{Y}(E_0, Z, \rho H, h)$, для этого в выражение

(20) подставляется значение кратности ослабления $\tilde{M}(E_0, Z, \rho H, h)$, измеренное экспериментально.

2.3.1.2.d Интегральный и дифференциальный массовые коэффициенты ослабления рентгеновского излучения

В научной литературе широко используются линейные и массовые интегральные (эффективные) и дифференциальные (средние) линейные коэффициенты ослабления рентгеновского излучения [75–76]. Для сравнения ослабления излучения различными материалами более приспособлены соответствующие массовые коэффициенты. Так как в анализируемых системах редко используются детекторы полного поглощения, то более уместно говорить о приборных интегральных m_{int} и дифференциальных m_{diff} массовых коэффициентах ослабления рентгеновского излучения. Соответствующие выражения для их вычисления имеют вид

$$m_{int}(E_0, Z, \rho H, h) = -\frac{1}{\rho H} \ln \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) \varepsilon(h) dE},$$

$$m_{diff}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\int_0^{E_0} m(E, Z) E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE}. \quad (21)$$

Отметим, что существует связь приборных интегральных m_{int} и дифференциальных m_{diff} массовых коэффициентов ослабления рентгеновского излучения, которая выглядит аналогично соответствующим линейным коэффициентам ослабления [75]

$$m_{\text{diff}}(E_0, Z, \rho H, h) = m_{\text{int}}(E_0, Z, \rho H, h) + \rho H \frac{\partial m_{\text{int}}(E_0, Z, \rho H, h)}{\partial(\rho H)}. \quad (22)$$

Наличие аналитической связи (19) между m_{int} и m_{diff} свидетельствует о принципиальной достаточности на практике одной из характеристик.

Из анализа выражений (16) и (18) можно предложить формулы связи кратности ослабления M и интегральных и дифференциальных коэффициентов ослабления рентгеновского излучения

$$\begin{aligned} m_{\text{int}}(E_0, Z, \rho H, h) &= \frac{1}{\rho H} \ln M(E_0, Z, \rho H, h), \\ m_{\text{diff}}(E_0, Z, \rho H, h) &= \frac{\frac{\partial M(E_0, Z, \rho H, h)}{\partial(\rho H)}}{M(E_0, Z, \rho H, h)}. \end{aligned} \quad (23)$$

Второе выражение из (20) демонстрирует возможность экспериментальной оценки m_{diff} , исходя из измерений кратности ослабления путём пошагового увеличения толщины ослабляющих плоскопараллельных барьеров на малую толщину. Для оценок рекомендуется использовать ступенчатый тестовый объект с одинаковой высотой ступенек.

Формулы связи радиационной толщины Y и m_{int} и m_{diff} выглядят следующим образом

$$\begin{aligned} m_{\text{int}}(E_0, Z, \rho H, h) &= \frac{Y(E_0, Z, \rho H, h)}{\rho H}, \\ m_{\text{diff}}(E_0, Z, \rho H, h) &= \frac{\partial Y(E_0, Z, \rho H, h)}{\partial(\rho H)}. \end{aligned} \quad (24)$$

Из анализа выражений (23), (24) следует, что экспериментальные оценки $\tilde{m}_{\text{int}}(E_0, Z, \rho H, h)$, $\tilde{m}_{\text{diff}}(E_0, Z, \rho H, h)$ наиболее просто вычисляются по измеренным значениям радиационной толщины объекта контроля

$\tilde{Y}(E_0, Z, \rho H, h), \rho H = \{\Delta_{\rho H} i, i = 1..n\}$, здесь $\Delta_{\rho H}$ – высота ступени тестового объекта. Параметр n определяет диапазон изменения толщин объекта контроля.

2.3.1.2.е Относительный сигнал, вызванный перепадом толщин

Пусть в объекте контроля толщиной ρH имеется фрагмент с перепадом толщины величиной Δ . Тогда относительное изменение сигнала $D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta)$, вызванное указанным перепадом, будет равно

$$D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta) = \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \left(e^{m(E, Z) \Delta} - 1 \right) \varepsilon(h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE}. \quad (25)$$

Для малых значений Δ выражение (19) примет вид

$$D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta) \approx \Delta \frac{\int_0^{E_0} m(E, Z) E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE}. \quad (26)$$

Учёт второй формулы из (21) выражении (26) приводит к следующей записи

$$D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta) \approx m_{\text{diff}}(E_0, Z, \rho H, h) \Delta. \quad (27)$$

Для моноэнергетического источника гамма-излучения выражение (27) совпадает с определением радиационного контраста.

Для экспериментальной оценки сигнала $\tilde{D}(E_0, Z, \rho H, h, \Delta)$ можно рекомендовать способ, основанный на выражении (27). Рекомендуемый способ сводится к умножению экспериментальной оценки $\tilde{m}_{\text{diff}}(E_0, Z, \rho H, h)$ на перепад толщины Δ .

2.3.1.2.f Относительный уровень шумов

Для интегрального режима регистрации относительный уровень шумов δI вычисляется по формуле

$$\delta I(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\eta(E_0, Z, \rho H, h)}{\sqrt{N(E_0, Z, \rho H, h)}}, \quad (28)$$

здесь $N(E_0, Z, \rho H, h)$ – число фотонов, зарегистрированных детектором; $\eta(E_0, Z, \rho H, h)$ – коэффициент накопления флуктуаций [68]

Пусть F – фокусное расстояние, $P_{0\max}$ – характеристика источника рентгеновского излучения, например, интенсивность излучения, для максимально возможного значения максимальной энергии $E_{\max}$. Тогда число фотонов $N(E_0, Z, \rho H, h)$ может быть оценено с помощью совокупности выражений из [67]

$$N(E_0, Z, \rho H, h) = t N_0 S \int_0^{E_0} f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(h) dE, \\ N_0 \approx \frac{C_N P_{0\max} W(E_0, E_{\max})}{F^2 \int_0^{E_0} E f(E, E_0) \mu_{\text{ab air}}(E) dE}. \quad (29)$$

В выражениях (29) $W(E_0, E_{\max})$ – зависимость характеристики источника рентгеновского излучения P_0 от текущего значения максимальной энергии E_0 ; $\mu_{\text{ab air}}(E)$ – энергетическая зависимость линейного коэффициента поглощения фотонного излучения в воздухе; C_N – коэффициент перевода характеристики источника рентгеновского излучения к размерности МэВ/(с·мм²). Выражение (29) позволяет производить необходимые расчёты для источника рентгеновского излучения с регулируемой максимальной энергией.

Квадрат коэффициента накопления флуктуаций рентгеновского излучения равен отношению среднего значения квадрата поглощённой энергии

зарегистрированного кванта $\overline{E^2(E_0, Z, \rho H, h)}$ к квадрату среднего значения квадрата поглощённой энергии $\overline{E(E_0, Z, \rho H, h)}^2$

$$\eta^2(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\overline{E^2(E_0, Z, \rho H, h)}}{\overline{E(E_0, Z, \rho H, h)}^2}. \quad (30)$$

Выражения для вычисления $\overline{E(E_0, Z, \rho H, h)}$ и $\overline{E^2(E_0, Z, \rho H, h)}$ записываются аналогично [68]

$$\begin{aligned} \overline{E(E_0, Z, \rho H, h)} &= \frac{\int_0^{E_0} \overline{E_{ab}(E, h)} f(E, E_i) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} f(E_0, E, h) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}, \\ \overline{E^2(E_0, Z, \rho H, h)} &= \frac{\int_0^{E_0} \overline{E_{ab}^2(E, h)} f(E, E_i) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} f(E_0, E, h) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}. \end{aligned} \quad (31)$$

Зависимость $\overline{E_{ab}^2(E, h)}$ описывается аппроксимацией из [68]

$$\overline{E_{ab}^2(E, h)} = \overline{E_{\min}^2(E)} + \left(E^2 - \overline{E_{\min}^2(E)} \right) \left(1 - e^{-t_{\mu}(E)h} \right), \quad (32)$$

здесь

$$\begin{aligned} \overline{E_{\min}^2(E)} &= E^2 \mu_{\text{foto}} / \mu + (E - 1,02)^2 \mu_{\text{par}} / \mu + \pi r_0^2 N_e 0,511^2 / \mu \times \\ &\times \left[\frac{-68\alpha^5 + 184\alpha^4 + 566\alpha^3 + 494\alpha^2 + 180\alpha + 24}{3(1+2\alpha)^4} - \frac{2\alpha + 4 - \alpha^2}{\alpha} \ln(1+2\alpha) \right]. \end{aligned}$$

Заметим, что для интегрального режима регистрации экспериментально разделить флуктуации числа регистрируемых фотонов и флуктуации поглощённой энергии зарегистрированного фотона чрезвычайно сложно.

2.3.1.2.g Отношение сигнал/шум

Одной из важнейших характеристик в радиометрии и радиографии является отношение сигнал/шум. Указанное отношение сопоставляется с вероятностью обнаружения сигнала (отклонения) на фоне помех.

Отношение сигнал шум $SNR=D/\delta$ вычисляется в соответствии с определением

$$SNR = \frac{D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta)}{\delta I(E_0, Z, \rho H, h, \Delta)} \approx \frac{m_{\text{diff}}(E_0, Z, \rho H, h) \Delta \sqrt{N(E_0, Z, \rho H, h)}}{\eta(E_0, Z, \rho H, h)}. \quad (33)$$

Выражение (33) и формулы (12), (21), (29), (32) позволяют вычислить ожидаемое отношение сигнал/шум, исходя из заданных характеристик объекта контроля, регистратора и дефекта.

Следует сделать общее замечание ко всем пунктам данного раздела. Оцифровка аналогового сигнала приводит к появлению соответствующей погрешности. Эта погрешность, несмотря на систематическую природу, практически не устраняется при калибровке и существенно влияет на характеристики систем КТ. Экспериментально оценить степень указанного влияния достаточно сложно. Расчётным путём указанная зависимость исследуется методом вариации разрядности АЦП.

Ниже рассмотрим пример расчёта прямых и косвенных характеристик.

2.3.2 Пример расчёта

Для демонстрации возможности оценки прямых и косвенных характеристик была проведена серия расчётов. Рассматривались два диапазона максимальных энергий рентгеновского излучения от 100 до 300 кэВ (диапазон средних энергий рентгеновского излучения) и от 1 до 9 МэВ (диапазон высоких энергий рентгеновского излучения). Для первого диапазона массовые толщины объектов из меди варьировали от 2 до 14 г/см². Для второго диапазона максимальных энергий рентгеновского излучения массовые толщины объектов изменяли от 10 до 80 г/см².

Материал сцинтиляционного экрана CdWO_4 , толщина 0,304 мм. Материалы объектов контроля – С, Al, Fe, Cu. Поперечный размер чувствительного объёма $0,2 \times 0,2 \text{ мм}^2$. Разрядность АЦПк=16.

2.3.2.1 Диапазон средних энергий рентгеновского излучения

Для иллюстрации на рисунке 16 приведены зависимости $m_{int}(\rho H)$ и $m_{diff}(\rho H)$ для барьеров из железа для максимальных энергий рентгеновского излучения $E_0=100; 150; 200; 300 \text{ кэВ}$.

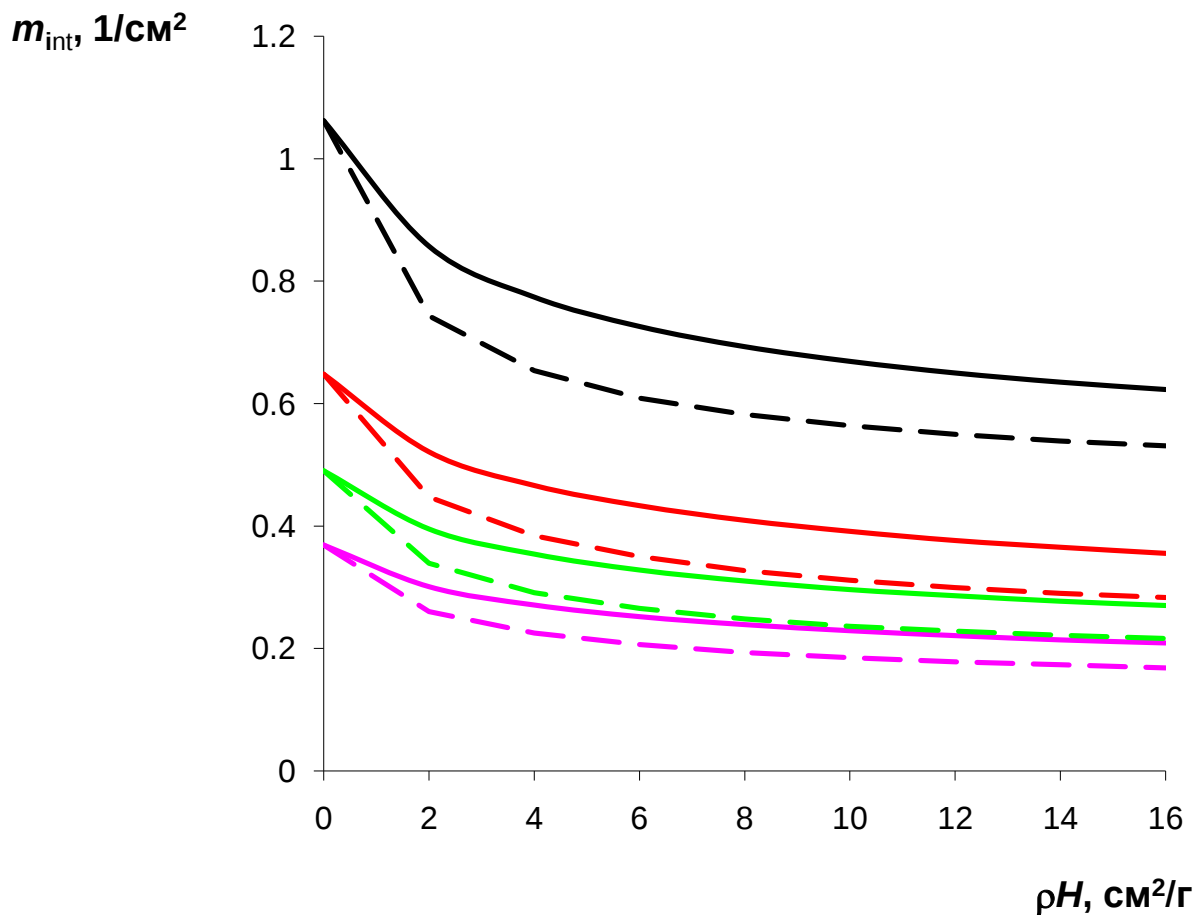


Рисунок 16– Зависимости $m_{int}(\rho H)$ – непрерывная линия, $m_{diff}(\rho H)$ – пунктир:

— $E_0=100 \text{ кэВ}$; — $E_0=150 \text{ кэВ}$; — $E_0=200 \text{ кэВ}$; — $E_0=300 \text{ кэВ}$

В таблице 4 приведены основные косвенные характеристики системы КТ для указанных выше исходных данных

Таблица 4 – Косвенные характеристики системы цифровой радиографии

Характеристики	ρH , г/см ²	E_0 , кэВ				
		100	150	200	250	300
m_{int}	0	1,0618	0,6477	0,4901	0,4131	0,3689
	2	0,669	0,3909	0,2964	0,2531	0,2287
	4	0,6028	0,3393	0,2579	0,221	0,2
	6	0,5704	0,3139	0,2389	0,2046	0,1852
	8	0,5501	0,2981	0,227	0,1942	0,1757
	10	0,5359	0,2871	0,2186	0,1868	0,1688
	12	0,5252	0,2789	0,2124	0,1811	0,1636
	14	0,5168	0,2725	0,2074	0,1766	0,1594
	16	0,51	0,2673	0,2034	0,1729	0,156
m_{diff}	0	1,0616	0,6475	0,49	0,413	0,3688
	2	0,5637	0,3109	0,2364	0,2033	0,1846
	4	0,5173	0,2719	0,2077	0,1783	0,1616
	6	0,4961	0,2557	0,1952	0,1668	0,1507
	8	0,4834	0,2464	0,1879	0,1597	0,1439
	10	0,4749	0,2402	0,1829	0,1547	0,1392
	12	0,4689	0,2358	0,1792	0,1511	0,1357
	14	0,4644	0,2325	0,1762	0,1483	0,1331
	16	0,461	0,23	0,1739	0,146	0,131
ε_{int}	0	0,9999	0,9958	0,9715	0,9295	0,8819
	2	0,9999	0,9844	0,9252	0,8455	0,7693
	4	0,9999	0,9767	0,8997	0,8012	0,7127
	6	0,9999	0,9711	0,8819	0,7699	0,674
	8	0,9998	0,9667	0,8681	0,746	0,6453
	10	0,9998	0,9632	0,8569	0,7272	0,6232
	12	0,9998	0,9603	0,8475	0,7119	0,6056
	14	0,9997	0,958	0,8394	0,6994	0,5912
	16	0,9997	0,956	0,8324	0,6889	0,5793
η	0	1,0167	1,0332	1,0499	1,0653	1,079
	2	1,0079	1,0202	1,0339	1,0478	1,061
	4	1,0053	1,0154	1,0279	1,0416	1,0549
	6	1,004	1,0127	1,0247	1,0385	1,0521
	8	1,0032	1,0108	1,0227	1,0368	1,0508
	10	1,0027	1,0095	1,0214	1,0359	1,0503
	12	1,0023	1,0086	1,0206	1,0354	1,0502
	14	1,002	1,0079	1,02	1,0352	1,0504
	16	1,0017	1,0074	1,0197	1,0352	1,0507

Анализ приведённых зависимостей позволяет сделать вывод об асимптотическом стремлении $m_{int}(\rho H)$ и $m_{diff}(\rho H)$ при $\rho H \rightarrow \infty$ к пределам, зависящим

от максимальной энергии рентгеновского излучения. Подтверждается и качественный характер связи $m_{\text{int}}(\rho H)$ и $m_{\text{diff}}(\rho H)$, описываемой формулой (22).

2.3.2.2 Диапазон высоких энергий рентгеновского излучения

На рисунке 17 приведены результаты расчётов зависимостей $m_{\text{int}}(\rho H)$ и $m_{\text{diff}}(\rho H)$ для барьеров из железа для максимальных энергий рентгеновского излучения $E_0=1; 3; 5; 9$ МэВ.

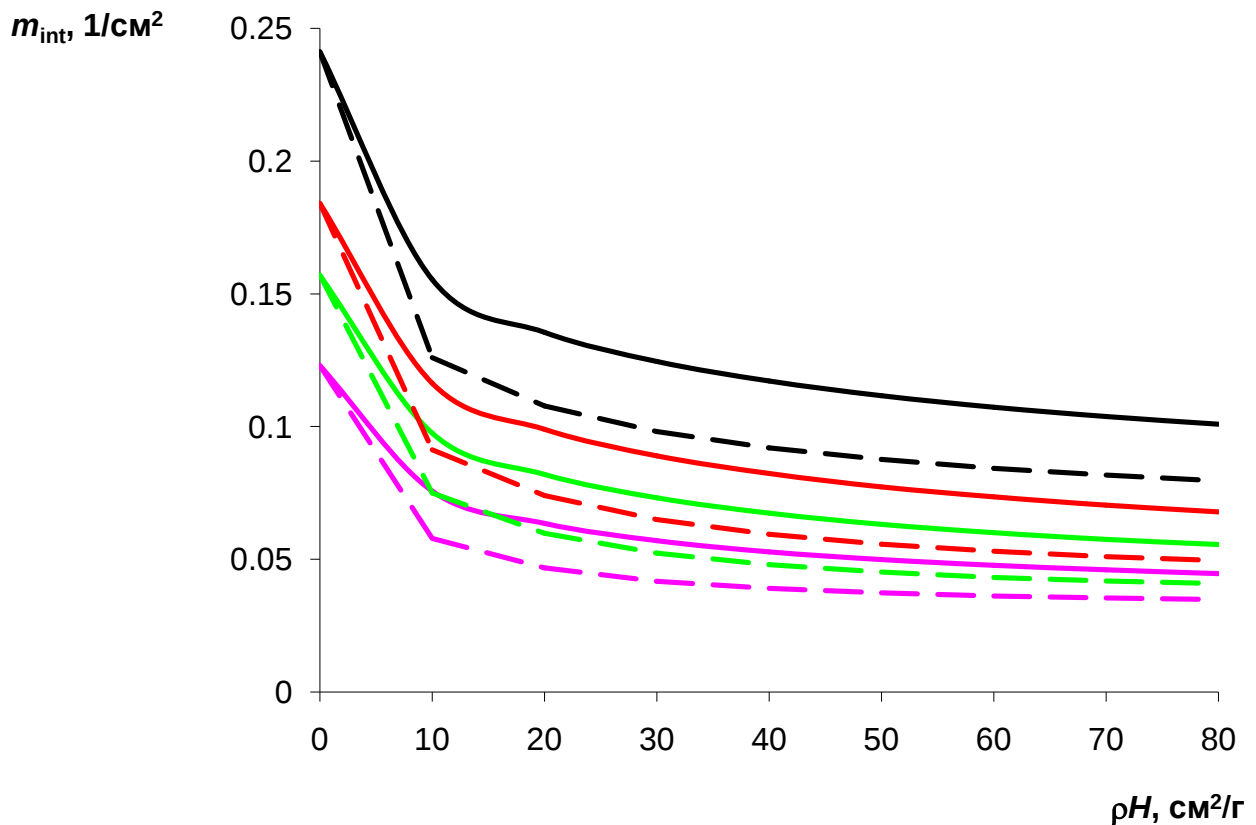


Рисунок 17—Зависимости $m_{\text{int}}(\rho H)$ — непрерывная линия, $m_{\text{diff}}(\rho H)$ — пунктир:

— — $E_0=1$ МэВ; — — $E_0=3$ МэВ; — — $E_0=5$ МэВ; — — $E_0=9$ МэВ

Анализируемые зависимости $m_{\text{int}}(\rho H)$ и $m_{\text{diff}}(\rho H)$ имеют схожий вид для диапазонов средних и высоких энергий рентгеновского излучения.

В таблицу 5 сведены результаты расчёта основных характеристик системы КТ для максимальных энергий рентгеновского излучения от 1 до 9 МэВ.

Таблица 5 – Косвенные характеристики системы КТ, диапазон высоких энергий

Характеристики	ρH , г/см ²	E_0 , МэВ				
		1	3	5	7	9
m_{int}	0	0,2412	0,1841	0,157	0,1378	0,1229
	10	0,1554	0,1163	0,0975	0,0849	0,0757
	20	0,1355	0,0989	0,082	0,0711	0,0635
	30	0,1245	0,089	0,0732	0,0635	0,057
	40	0,1171	0,0823	0,0674	0,0586	0,0528
	50	0,1116	0,0773	0,0632	0,0551	0,0499
	60	0,1073	0,0735	0,06	0,0525	0,0477
	70	0,1038	0,0704	0,0575	0,0504	0,046
	80	0,1009	0,0679	0,0555	0,0488	0,0446
m_{diff}	0	0,2411	0,1841	0,1571	0,1378	0,1229
	10	0,126	0,0913	0,075	0,0648	0,0579
	20	0,1077	0,074	0,0598	0,0518	0,0467
	30	0,0981	0,065	0,0523	0,0457	0,0417
	40	0,092	0,0594	0,048	0,0423	0,039
	50	0,0876	0,0557	0,0452	0,0401	0,0373
	60	0,0843	0,053	0,0432	0,0387	0,0362
	70	0,0817	0,051	0,0418	0,0377	0,0354
	80	0,0796	0,0495	0,0408	0,0369	0,0348
ε_{int}	0	0,5242	0,2854	0,2096	0,1727	0,1516
	10	0,3733	0,1897	0,1434	0,1234	0,1129
	20	0,3132	0,1567	0,122	0,1081	0,1014
	30	0,2775	0,1392	0,1113	0,1007	0,0958
	40	0,2536	0,1285	0,105	0,0965	0,0927
	50	0,2366	0,1214	0,1009	0,0938	0,0908
	60	0,2238	0,1167	0,0981	0,0919	0,0895
	70	0,2139	0,1128	0,0961	0,0906	0,0886
	80	0,2061	0,11	0,0945	0,0896	0,0879
η	0	1,1947	1,4535	1,7268	1,9929	2,2308
	10	1,1736	1,4037	1,5951	1,747	1,8628
	20	1,1822	1,3799	1,5126	1,6052	1,6704
	30	1,1886	1,3507	1,4405	1,4991	1,5394
	40	1,1928	1,3218	1,3822	1,4215	1,449
	50	1,1952	1,2956	1,3368	1,3645	1,3851
	60	1,1964	1,2732	1,3009	1,3217	1,3386
	70	1,1967	1,2541	1,2729	1,2892	1,3036
	80	1,1964	1,2382	1,2506	1,2639	1,2766

2.3.3 Особенности экспериментальной оценки характеристик

Экспериментальная оценка основных характеристик систем цифровой радиографии основывается на выражениях (15), (17), (19) и не представляет особой сложности.

Выше подчёркнуто, что наиболее проблемной задачей является вычленение квантовых шумов. Указанная задача имеет полное решение для систем КТ, имеющих одновременно регистраторы, работающие в токовом и счётном режимах регистрации. Самые точные результаты получаются для детекторов полного поглощения.

Для удобства экспериментальной оценки параметров и характеристик систем цифровой радиографии соответствующие формулы сведены в таблицу 6.

Таблица 6 – Оценка параметров и характеристик

Характеристика	Обозначение	Вычислительная формула
Эффективность регистрации	$\tilde{\varepsilon}_{int}$	$\frac{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}{I_d(E_0, Z, \rho H, \infty) - I_d(E_0, Z, \infty, \infty)}$
Кратность ослабления	$\tilde{M}$	$\frac{I_d(E_0, Z, 0, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}$
Радиационная толщина	$\tilde{Y}$	$\ln \tilde{M}$
Интегральный МКО	$\tilde{m}_{int}$	$\frac{\ln \tilde{M}}{\rho H}$
Дифференциальный МКО	$\tilde{m}_{diff}$	$\frac{\tilde{m}_{int}(\rho H + \Delta) - \tilde{m}_{int}(\rho H)}{\Delta}$
Относительный сигнал	$\tilde{D}$	$\frac{I_d(E_0, Z, \rho H + \Delta, h) - I_d(E_0, Z, \rho H, h)}{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}$
Относительный уровень шумов	$\tilde{\delta}I$	$\frac{\sigma I_d(E_0, Z, \rho H, h)}{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}$
Отношение сигнал/шум	SNR	$\frac{\tilde{D}}{\tilde{\delta}I}$

Для оценки возможности применения предложенной методики была проведена серия экспериментов по просвечиванию объектов из меди. В качестве источника рентгеновского излучения был выбран рентгеновский аппарат РАП 225.

Максимальную энергию рентгеновского излучения в эксперименте изменяли от 100 до 225 кэВ. Сила тока – 4,3 мА. Регистратор рентгеновского излучения – панель PerkinElmerXRD 1621AN/CN размером 2048×2048 пикселей. Размер единичного пикселя – 200 мкм. Материал чувствительного слоя регистратора – оксид сульфид гадолиния Gd_2SO_2 плотностью 7,44 г/см³. Толщина чувствительного слоя – 0,304 мм. Разрядность АЦП – 16 бит. Расстояние от источника излучения в эксперименте составило 1000 мм. Тестовый объект формировался из медных пластинок толщиной 1 мм. Плотность меди – 8,92 г/см³. Толщину тестового объекта варьировали от 2 до 8 мм. Время измерения 1 с. Сигнал формировался медной пластинкой толщиной 0,1 мм.

В таблице 7 приведены те характеристики, которые могут быть определены без дополнительного детектора полного поглощения. Данные приведены для кратности ослабления, не превышающей или превышающей незначительно уровень 150. Красным цветом отмечены результаты экспериментов, синим – результаты расчётов.

Сравнительный анализ экспериментальных и расчётных данных по кратности ослабления показал удовлетворительную сходимость результатов для небольших толщин тестового объекта. Как и ожидалось, с ростом толщины тестового объекта увеличивается влияние излучения, рассеянного в объекте, на все параметры и характеристики системы цифровой радиографии. Приборный энергетический коэффициент B_E накопления энергии, поглощённой в регистраторе, приблизительно равен отношению расчётной кратности ослабления рентгеновского излучения к соответствующей экспериментальной оценке. Погрешность определения B_E достаточна для практических оценок.

Характеристика	H, мм	E ₀ , кэВ							
		100		140		180		220	
$\tilde{M}$	2	6,51	6,90	4,14	4,18	3,33	3,26	2,95	2,88
	3	12,02	15,23	6,73	7,27	4,95	5,10	4,19	4,28
	4	18,18	32,00	9,90	12,04	6,77	7,63	5,55	6,09
	5	24,14	65,05	13,97	19,24	8,81	11,05	7,02	8,42
	6	27,61	129,13	17,06	29,96	10,62	15,62	8,42	11,39
	7			20,86	45,67	12,77	21,67	9,98	15,14
	8			23,19	68,42	14,78	29,62	11,45	19,85
	$\tilde{m}_{int}$	2	1,05	1,155	0,80	0,802	0,68	0,662	0,61
3		0,93	1,076	0,71	0,741	0,60	0,608	0,54	0,542
4		0,81	1,02	0,64	0,697	0,54	0,569	0,48	0,506
5		0,72	0,979	0,59	0,662	0,49	0,538	0,44	0,477
6		0,62	0,946	0,53	0,635	0,44	0,513	0,40	0,454
7				0,49	0,611	0,41	0,492	0,37	0,435
8				0,44	0,591	0,38	0,474	0,34	0,418
$\tilde{m}_{diff}$		2	0,948	0,961	0,701	0,655	0,545	0,533	0,471
	3	0,574	0,88	0,527	0,588	0,412	0,472	0,363	0,416
	4	0,367	0,83	0,46	0,543	0,337	0,431	0,297	0,378
	5	0,161	0,795	0,248	0,509	0,23	0,4	0,223	0,349
	6	0,061	0,769	0,249	0,483	0,227	0,377	0,207	0,328
	7			0,125	0,462	0,176	0,358	0,165	0,311
	8			0,124	0,444	0,128	0,342	0,165	0,297
	$\tilde{D}$	2	0,085	0,082	0,063	0,056	0,049	0,046	0,042
3		0,051	0,075	0,047	0,051	0,037	0,041	0,032	0,036
4		0,033	0,071	0,041	0,047	0,03	0,038	0,026	0,033
5		0,014	0,068	0,022	0,044	0,021	0,035	0,02	0,031
6		0,005	0,066	0,022	0,042	0,02	0,033	0,019	0,029
7				0,011	0,04	0,016	0,031	0,015	0,027
8				0,011	0,039	0,011	0,03	0,015	0,026
$\tilde{\delta I}$		2	0,0197	0,02	0,0084	0,008	0,0072	0,007	0,0085
	3	0,0269	0,048	0,0256	0,014	0,0104	0,011	0,0096	0,013
	4	0,0370	0,104	0,0216	0,024	0,0169	0,017	0,0119	0,019
	5	0,0520	0,219	0,0382	0,04	0,0179	0,026	0,0143	0,026
	6	0,0613	0,446	0,0401	0,064	0,0233	0,037	0,0193	0,037
	7			0,0372	0,099	0,0254	0,052	0,0232	0,05
	8			0,0569	0,15	0,0357	0,073	0,0269	0,067
	SNR	2	4,3	4,1	7,5	7,0	6,8	6,6	4,9
3		1,9	1,6	1,8	3,6	3,6	3,7	3,3	2,8
4		0,9	0,7	1,9	2,0	1,8	2,2	2,2	1,7
5		0,3	0,3	0,6	1,1	1,2	1,3	1,4	1,2
6		0,1	0,1	0,5	0,7	0,9	0,9	1,0	0,8
7				0,3	0,4	0,6	0,6	0,6	0,5
8				0,2	0,3	0,3	0,4	0,6	0,4

2.4 Заключение главы 2

Рентгеновские вычислительные томографы могут использоваться как на стадии тотального выходного контроля готовых изделий, так и в технологическом процессе с целью оперативного внесения возмущающих воздействия для корректировки параметров технологического процесса с целью поддержания качества ТВЭЛ на заданном уровне.

При получении исходной информации для КТ существует 4 основных схем томографического сканирования. Для выбора схемы сканирования КТ необходимо руководствоваться сформулированными замечаниями:

Замечание 1: Шаг сканирования Δx не должен превышать размер размера чувствительного объема детектора в направлении сканирования.

Замечание 2: В схемах сканирования с формулированием двумерных проекций, если объект контроля не вращается, то система источник – регистратор рентгеновского излучения необходимо вращаться относительно ОК, но такая схема сканирования более сложна в реализации и система контроля в целом будет весьма громоздкой.

А также обязательно необходимо руководствоваться принципом, положенным в основу сравнения, который можно выразить фразой – «при прочих равных условиях». По методике расчета времени сканирования и дополнительных параметров схем позволяет сравнить различные схемы сканирования протяженных объектов методом КТ

Приведена совокупность математических соотношений, связывающих основные параметры и характеристики систем компьютерной томографии. Полученные выражения позволяют рассчитать и экспериментально оценить эффективность регистрации, кратность ослабления рентгеновского излучения объектом контроля, радиационную толщину объекта, уровни сигналов и шумов. Экспериментально доказана необходимость учёта влияния рассеяния на характеристики системы компьютерной томографии. Приведенные примеры

расчёта и результаты экспериментальных исследований доказывают правильность предлагаемой методики расчёта и оценки основных параметров системы компьютерной томографии

ГЛАВА 3 ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ДУАЛЬНЫХ ЭНЕРГИЙ В КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ТЕПЛОУДЕЛЯЮЩИХ ЭЛЕМЕНТОВ

Эффективным способом контроля ТВЭЛ является компьютерная томография, применение которой сопряжено с выраженностью артефактов. Эффект ужесточения пучка с большой массовой толщиной в исследуемый объект является одной из основных причин возникновения артефактов и снижения точности количественной рентгеновской КТ. Метод дуальных энергий (МДЭ) разработан в компьютерной томографии для компенсации артефактов ужесточения пучка рентгеновского излучения с увеличением толщины ослабляющего объекта. Применение метода дуальных энергий позволяет уменьшать влияние артефактов на качество контроля и оценить пространственное распределение плотности и эффективного атомного номера. В научной литературе недостаточно данных для выбора и оценки параметров и характеристик анализируемых систем.

3.1 Теоретические основы МДЭ в компьютерной томографии

Метод дуальных энергий был изначально разработан в компьютерной томографии для компенсации ужесточения пучка рентгеновского излучения с увеличением толщины ослабляющего объекта [78–80]. Метод дуальных энергий основан на представлении линейного коэффициента ослабления (ЛКО) излучения суммой, в каждом члене которой выделяется две мультипликативных составляющих. Первая составляющая зависит только от энергии и имеет одинаковое описание для всех ослабляющих материалов из области интереса. Второй сомножитель определяется параметрами объекта контроля (ОК) и его материала. К упомянутым параметрам относятся толщина ОК, плотность и эффективный атомный номер. Именно такое представление ЛКО и определило второе направление применения МДЭ в цифровой радиографии и компьютерной томографии. Комплексование цифровой радиографии и МДЭ привело к

разработке способов распознавания материалов ОК и их обособленных фрагментов [81–83]. Применительно к компьютерной томографии МДЭ позволяет не только уменьшить артефакты ужесточения пучка, но и оценить распределение плотности и эффективного атомного номера или параметров МДЭ по объёму контролируемого объекта [84–86]. Отметим, что для уменьшения влияния ужесточения рентгеновского излучения и уменьшения диапазона изменения радиометрических сигналов применяют предварительную физическую фильтрацию излучения [87–90].

Существуют монохроматические реализации метода дуальных энергий [91, 92], алгоритмы обработки информации отличаются простотой и высоким быстродействием. Именно на монохроматической реализации МДЭ основан быстродействующий и высокоточный способ нахождения параметров МДЭ [93]. В работе [94] подчёркнуто, что применение предварительной фильтрации позволяет, в какой-то мере, ассоциировать трансформированный поток рентгеновского излучения с монохроматическим источником гамма-излучения. Такой ужесточённый поток рентгеновского излучения называют псевдо-монохроматическим [94]. Естественно предположить, что выбор толщины ослабляющего фильтра существенным образом зависит от решаемой задачи. В научной литературе не в полной мере обсуждены вопросы выбора толщины ослабляющего фильтра в псевдо-монохроматической реализации МДЭ в компьютерной томографии. В том числе, не сформулирован в замкнутой форме и критерий выбора толщин.

Для понимания теоретических основ псевдо-монохроматической реализации МДЭ приведём кратко описание монохроматической и классической реализаций МДЭ и обсудим возможные границы соприкосновения этих методов.

3.1.1 Классическая реализация метода дуальных энергий

Этап формирования первичной информации в классической реализации МДЭ такой же, как и в монохроматической реализации, и сводится к вычислению по формулам радиационных толщин объекта – $Y(E_1, \rho H, Z)$, $Y(E_2, \rho H, Z)$. Различие состоит в использовании источников рентгеновского излучения с максимальными энергиями E_1 и E_2 . Система связи параметров МДЭ A и B в этом случае имеет вид [78, 93] более сложный, чем система (10),

$$Y(E_1, \rho H, Z) = -\ln \frac{\int_0^{E_1} F(E, E_1) E_{ab}(E) \varepsilon(E) e^{-Af_{photo}(E) - Bf_{Compt}(E)} dE}{\int_0^{E_1} F(E, E_1) E_{ab}(E) \varepsilon(E) dE},$$

$$Y(E_2, \rho H, Z) = -\ln \frac{\int_0^{E_2} F(E, E_2) E_{ab}(E) \varepsilon(E) e^{-Af_{photo}(E) - Bf_{Compt}(E)} dE}{\int_0^{E_2} F(E, E_2) E_{ab}(E) \varepsilon(E) dE}, \quad (34)$$

здесь $F(E, E_i)$, $i=1..2$ – числовой энергетический спектр рентгеновского излучения с максимальной энергией E_i ; $E_{ab}(E)$ – среднее значение поглощённой энергии зарегистрированного фотона с энергией E ; $\varepsilon(E)$ – энергетическое распределение эффективности регистрации детектора.

В работе [93] проанализированы основные подходы к решению системы нелинейных параметрических уравнений (34). Решение системы в классической постановке требует аналитического описания всех необходимых функций. Выше отмечено, что существуют определённые сложности в описании энергетических зависимостей $f_{photo}(E)$, $f_{Compt}(E)$. Известные подходы [98, 99] к оценке зависимостей $E_{ab}(E)$ с учётом утечки вторичных фотонов и электронов нуждаются в актуализации, что обусловлено, прежде всего, миниатюризацией чувствительных объёмов радиометрических детекторов. Существующие аппроксимации энергетических спектров рентгеновского излучения, например, [100, 101] не

отличаются уровнем точности, необходимым для анализируемой задачи. Влияние различных физических и технических факторов, приводящих к смещению оценок параметров МДЭ, обсуждено в работах [100, 102].

Высокопроизводительные и высокоэффективные способы оценки параметров МДЭ A и B , предложенные в работе [93] требуют использования специальных сложных тестовых объектов.

Применение фильтров предварительной фильтрации позволяет считать трансформируемое рентгеновское излучение псевдо–монохроматическим. Ниже кратко изложим основы метода.

3.1.2 Монохроматическая реализация метода дуальных энергий

Воспользуемся одним из вариантов описания связи измеренных радиометрических сигналов с параметрами метода дуальных энергий, аналогичным выражениям из [78–80]. Пусть объект контроля массовой толщиной ρH и эффективным атомным номером материала Z облучается гамма–излучением с энергиями E_1 и E_2 . На вход алгоритма обработки информации в МДЭ поступают оцифрованные сигналы без объекта – $I_d(E_1, 0, Z)$, $I_d(E_2, 0, Z)$ и с объектом – $I_d(E_1, \rho H, Z)$, $I_d(E_2, \rho H, Z)$. На первом этапе алгоритма осуществляется оценка радиационных толщин ОК – $Y(E_1, \rho H, Z)$, $Y(E_2, \rho H, Z)$. Соответствующие выражения имеют вид

$$\begin{aligned} Y(E_1, \rho H, Z) &= -\ln \frac{I_d(E_1, \rho H, Z)}{I_d(E_1, 0, Z)} \\ Y(E_2, \rho H, Z) &= -\ln \frac{I_d(E_2, \rho H, Z)}{I_d(E_2, 0, Z)} \end{aligned} \quad (35)$$

Для диапазона энергий гамма–излучения, не превышающих 1,022 МэВ, связь радиационных толщин $Y(E_1, \rho H, Z)$, $Y(E_2, \rho H, Z)$ параметрами МДЭ A и B описывается формулами

$$\begin{aligned}
Y(E_1, \rho H, Z) &= m(E_1, Z) \rho H \approx A f_{\text{photo}}(E_1) + B f_{\text{Compt}}(E_1) \\
Y(E_2, \rho H, Z) &= m(E_2, Z) \rho H \approx A f_{\text{photo}}(E_2) + B f_{\text{Compt}}(E_2) ,
\end{aligned} \tag{36}$$

здесь $m(E_1, Z)$, $m(E_2, Z)$ – массовые коэффициенты ослабления гамма–излучения с энергиями E_1 и E_2 материалом с эффективным атомным номером Z ; $f_{\text{photo}}(E)$, $f_{\text{Compt}}(E)$ – энергетические зависимости, обусловленные фотоэффектом и эффектом Комптона.

В формулах (36) преднамеренно используется знак приблизительного равенства $\approx$. Этот знак напоминает о том, что варианты взаимодействия гамма–излучения с веществом не исчерпываются фотоэффектом и эффектом Комптона. В области малых энергий гамма–излучения существенное влияние имеет эффект Релея, о чём свидетельствуют данные по взаимодействию гамма–излучения с веществом, приведённые в соответствующих базах [95] . Следует также отметить, что выражения (9) справедливы для детектора полного поглощения.

Для анализируемой области гамма–излучения параметры МДЭ связаны с характеристиками ОК соотношениями [93]

$$B = \rho H, \quad A = Z^\beta \rho H . \tag{37}$$

Теоретическое значение показателя степени β равно 4 [79], на практике чаще всего используют значение $\beta=3,8$ [96]. Строго говоря, значение параметра β определяется диапазоном используемых энергий и диапазоном эффективных атомных номеров зоны потребительского интереса.

В литературе для аппроксимации энергетической зависимости $f_{\text{photo}}(E)$ используется степенная функция с показателем степени α , $\alpha=2,8$ [79], $\alpha=3$ [97] и т.п. Вероятнее всего, указанные разночтения связаны с недоучётом замечания, высказанного выше относительно параметра β .

Зависимость $f_{\text{Compt}}(E)$ описывают выражением [79], основанным на классической формуле Клейна–Нишины–Тамма. Указанная формула в ряде случаев не отличается высокой точностью, так как учитывает рассеяние фотонов исключительно на свободных электронах.

В конкретных условиях измерений фиксируются значения энергий E_1 и E_2 . Соответствующие измеренные значения радиационных толщин Y_1 и Y_2 связывает с параметрами A и B система двух линейных уравнений вида (36). Решение указанной системы имеет двухмерной линейной регрессии без смещения

$$\begin{aligned} A &= Y_1 g_{22} + Y_2 g_{12} \\ B &= Y_1 g_{21} + Y_2 g_{11} \end{aligned} \quad (38)$$

Коэффициент регрессии g_{ij} , $i=1..2$, $j=1..2$ имеют строгое физическое толкование, вытекающее из выражений (36),

$$\begin{aligned} g_{11} &= -\frac{f_{\text{photo}}(E_1)}{r}, g_{12} = -\frac{f_{\text{Compt}}(E_1)}{r}, g_{21} = \frac{f_{\text{photo}}(E_2)}{r}, g_{22} = \frac{f_{\text{Compt}}(E_2)}{r} \\ r &= f_{\text{photo}}(E_1)f_{\text{Compt}}(E_2) - f_{\text{photo}}(E_2)f_{\text{Compt}}(E_1) \end{aligned} \quad (39)$$

В практическом отношении теоретические выражения (39) имеют смысл исключительно для предварительной оценки правильности выбора энергий E_1 и E_2 . Значение вспомогательного параметра r в (39) должно существенно отличаться от нуля.

В экспериментальных приложениях коэффициенты двухмерной линейной регрессии g_{ij} , $i=1..2$, $j=1..2$ находятся на стадии калибровок. Фрагменты соответствующего тестового объекта должны перекрывать всю зону потребительского интереса по диапазонам изменения массовой толщины ρH и эффективного атомного номера Z .

3.1.3 Псевдо–монохроматическая реализация метода дуальных энергий

Предварительная фильтрация рентгеновского излучения приводит к трансформации его исходного энергетического спектра. Если формирование исходных цифровых радиографических проекций разнесено по времени, то целесообразно применение фильтров с различной толщиной h_1 и h_2 . Если разнесение по времени осуществить невозможно, то $h_1=h_2$. С учётом фильтрации излучения система (39) примет вид

$$Y(E_1, \rho H, Z) = -\ln \frac{\int_0^{E_1} F(E, E_1) E_{ab}(E) \varepsilon(E) e^{-m_f(E) \rho_f h_1} e^{-A_{f_{photo}}(E) - B_{f_{Compt}}(E)} dE}{\int_0^{E_1} F(E, E_1) E_{ab}(E) \varepsilon(E) e^{-m_f(E) \rho_f h_1} dE}$$

$$Y(E_2, \rho H, Z) = -\ln \frac{\int_0^{E_2} F(E, E_2) E_{ab}(E) \varepsilon(E) e^{-m_f(E) \rho_f h_2} e^{-A_{f_{photo}}(E) - B_{f_{Compt}}(E)} dE}{\int_0^{E_2} F(E, E_2) E_{ab}(E) \varepsilon(E) e^{-m_f(E) \rho_f h_2} dE}, \quad (40)$$

где $m_f(E)$ – энергетическая зависимость массового коэффициента ослабления для материала фильтра; ρ_f , h_f – плотность материала фильтра и его толщина.

Система (40) является исходной для разработки рекомендаций по выбору массовых толщин ослабляющих фильтров h_1 и h_2 . Для этого на первом этапе необходимо определиться с критерием выбора толщин фильтров.

3.1.4 Критерий выбора толщин фильтров

Массовая толщина предварительного фильтра ρ_f , h_f выбирается, исходя из некоторых критериев. Главной целью предлагаемой работы является разработка упрощенной реализации метода дуальных энергий. Упрощение сводится к гипотетической замене источника рентгеновского излучения с непрерывным спектром источником псевдо–монохроматического фотонного излучения. В результате такой замены алгоритм оценки параметров МДЭ основывается на

системе (38). Главным вопросом является – насколько близок энергетический спектр трансформированного источника рентгеновского излучения к некоторому моноэнергетическому источнику гамма–излучения.

При сравнении различных реализаций МДЭ возможны два основных подхода [104] – по степени близости исходных и конечных информативных параметров. Следует отметить, что параметры МДЭ для анализируемой задачи являются промежуточными. Конечными же параметрами компьютерной томографии, дополненной методом дуальных энергий, являются распределения плотности ρ и эффективного атомного номера Z или функции от него по объему ОК. Очевидно, что на стадии предварительных расчётов применительно к выбору толщин ослабляющих фильтров наиболее легко реализуется подход, основанный на точности оценки параметров МДЭ – A и B . Для исследования трансформации смещений параметров A и B в проекциях в смещения распределений плотности ρ и эффективного атомного номера Z удобно в качестве ОК использовать осесимметричный объект, например, [105, 106], а для обращения исходных проекций применять инверсию Абеля.

Приведём необходимые выражения, иллюстрирующие применение инверсии Абеля. Пусть объект контроля представляет собой цилиндр радиусом R , см. (рисунок 18). Пусть имеется радиальное распределение некоторого параметра q . В качестве такого параметра может выступать линейный коэффициент ослабления (для моноэнергетического источника излучения), параметры a и b метода дуальных энергий.

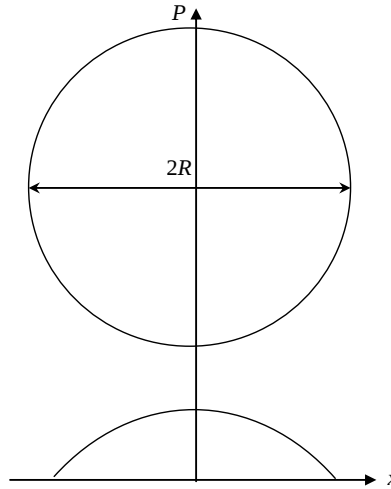


Рисунок 18– Объект контроля и единичная радиографическая проекция

Пусть $P(x)$ – распределение проинтегрированного по лучу параметра q (проекция). Тогда связь радиального распределения $q(r)$ и проекции $P(x)$ описывается выражением (инверсия Абеля)

$$q(r) = -\frac{1}{\pi} \int_r^R \frac{P'(x)}{\sqrt{x^2 - r^2}} dx. \quad (41)$$

На вход алгоритма реконструкции поступают проекции $A(x)$ и $B(x)$, а на выходе формируются распределения $a(r)$ и $b(r)$. Из этих распределений в соответствии с выражениями (9) выводятся оценки радиальных распределений плотности и эффективного атомного номера

$$\rho(r) = b(r), \quad Z(r) = \beta \sqrt{\frac{a(r)}{b(r)}}. \quad (42)$$

Выражения (41), (42) выведены для малых размеров апертуры детектора. На практике при оценке радиального распределения плотности распределение $b(r)$ умножают на необходимый коэффициент.

Совокупности выражений (34)–(42) достаточно для исследования влияния толщины предварительного фильтра на оценки распределений плотности и эффективного атомного номера для псевдо–монохроматической реализации МДЭ.

В качестве основного критерия выбора толщин предварительных фильтров может быть выбран подход, основанный на заданных максимальных отклонениях конечных параметров. Пусть $\Delta\rho$ и ΔZ – заданные потребителем максимальные значения систематических погрешностей оценки распределений плотности и эффективного атомного номера. Тогда обобщённый критерий выбора толщин предварительных фильтров $h_1=1$ и h_2 в формализованном виде описывается системой неравенств

$$|\rho(r, h_1, h_2) - \rho_t(r)| \leq \Delta\rho; |Z(r, h_1, h_2) - Z_t(r)| \leq \Delta Z; (\rho_t H, Z_t) \in V, \quad (43)$$

здесь $\rho_t(r)$ и $Z_t(r)$ – истинные распределения плотности и эффективного атомного номера; V – дискретное или непрерывное множество, определяемое интервалами изменения массовых толщин объектов контроля и эффективных атомных номеров.

Предварительная фильтрация рентгеновского излучения приводит к снижению производительности контроля, поэтому дополнительным ограничением к критерию (43) является допустимость увеличения времени измерения в заданное количество раз k_{lim} . Так как производительность контроля объекта определяется его максимальной радиационной толщиной $\rho_t H_{max}$, то логично для вычисления коэффициента увеличения времени контроля k_g , вызванного предварительной фильтрацией излучения, воспользоваться выражением

$$k_g \approx \frac{1}{t_1 + t_2} \sum_{i=1}^2 \frac{t_i \int_0^{E_i} F(E, E_i) E_{ab}(E) \varepsilon(E) e^{-m(E, Z) \rho_t H_{max}} dE}{\int_0^{E_i} F(E, E_i) E_{ab}(E) \varepsilon(E) e^{-m(E, Z) \rho_t H_{max}} e^{-m_f(E) \rho_f h_2} dE}, \quad (44)$$

здесь t_i – время измерения для рентгеновского излучения с максимальной энергией E_i .

Дополнительное ограничение к системе неравенств (43) выглядит следующим образом

$$k_g(h_1, h_2) < k_{\text{lim}}. \quad (45)$$

Отметим, что совокупность неравенств (43) и (45) может не иметь решения. В этом случае потребитель разрабатываемого метода должен определиться со своими предпочтениями. Потребитель должен выбрать, чем и в какой мере он может пожертвовать – точностью оценки плотности, и (или) точностью оценки эффективного атомного номера, и (или) производительностью контроля.

Дополнительным критерием выбора является технологичность, например, формирование ослабляющих фильтров из пластин одинаковой толщины.

Вышесказанное является обобщённым критерием выбора толщин предварительных фильтров рентгеновского излучения в способе компьютерной томографии, дополненным псевдо–монохроматической реализацией МДЭ.

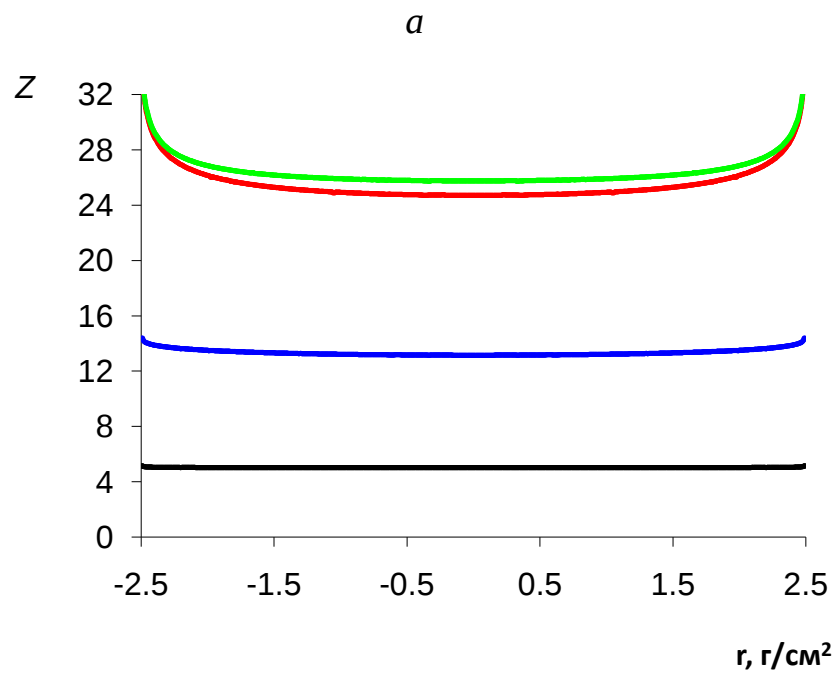
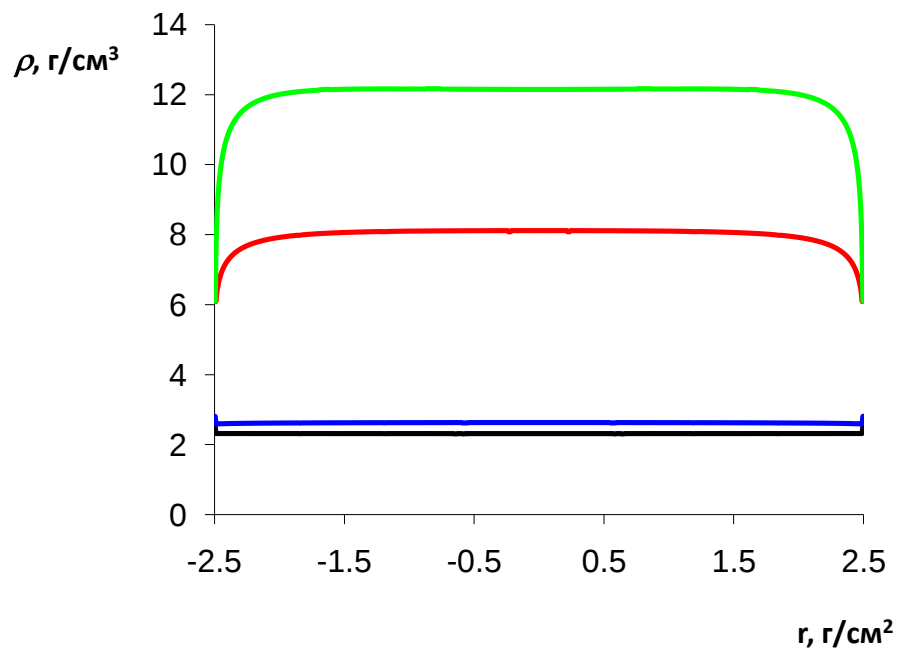
3.2 Исследование влияния толщины предварительного фильтра на точность оценок распределений плотности и эффективного атомного номера

Исследуем влияние предварительной фильтрации на точность оценок распределений плотности и эффективного атомного номера для двух классов объектов с осевой симметрией. К первому классу относятся однородные объекты, а ко второму – неоднородные.

3.2.1 Однородные цилиндрические объекты

В качестве объектов для исследований были выбраны однородные цилиндрические объекты диаметром 5 г/см² из углерода с плотностью 2,26 г/см³, алюминия с плотностью 2,7 г/см³ и стали с плотностью 7,86 г/см³. Диаметр

цилиндров 5 г/см^2 . Максимальные энергии рентгеновского излучения $E_1=100 \text{ кэВ}$, $E_2=225 \text{ кэВ}$.



b

Рисунок19– Радиальные зависимости *a*– $\rho(r)$ и *b*– $Z(r)$ для толщин предварительных медных фильтров $h_1=1 \text{ мм}$ и $h_2=5 \text{ мм}$:

— углерод; — алюминий; — сталь; — медь

На рисунке 19 для иллюстрации приведены типовые радиальные зависимости $\rho(r)$ и $Z(r)$ для цилиндров из углерода, алюминия, стали и меди для толщин предварительных медных фильтров $h_1=1$ мм и $h_2=5$ мм. Для этих толщин фильтров были получены методом наименьших квадратов значения коэффициентов линейной регрессии (38) и значения параметра аппроксимации β в представлении зависимости параметра МДЭ от Z : $g_{11}=9,3455$; $g_{12}=-15719$; $g_{21}=-1,7088$; $g_{22}=13359$; $\beta=2,705$.

Применение предварительных фильтров для рассматриваемого примера расчёта приведёт к снижению производительности контроля приблизительно в 2,8 раза. При этом существенно снижается влияние ужесточения пучка рентгеновского излучения и получается возможность с достаточно высокой точностью оценить радиальные распределения плотности и эффективного атомного номера. Эффект, наблюдаемый на границе цилиндра, существенно зависит от эффективного атомного номера материала объекта контроля. Для алюминия и углерода смещения оценки плотности и эффективного атомного номера при выбранных толщинах фильтров незначимы.

В качестве параметров, характеризующих эффективность применения предварительной фильтрации в МДЭ, могут быть использованы: диапазоны изменения плотности – (ρ_{min}, ρ_{max}) и эффективного атомного номера – (Z_{min}, Z_{max}) ; коэффициент уменьшения производительности – k_g . В таблице 3 приведены значения указанных параметров эффективности применения предварительных фильтров из меди в псевдо–монохроматической реализации МДЭ в совокупности с компьютерной томографией.

Из анализа данных, приведённых в таблице 8, можно сделать несколько выводов для рассматриваемых максимальных энергий рентгеновского излучения. Увеличение толщины предварительного фильтра свыше 3 мм нецелесообразно для меньшей энергии, для большей энергии – свыше 10 мм. Нецелесообразность обусловлена значительным снижением производительности контроля.

Наблюдается значительные систематические погрешности для оценок плотности и эффективного атомного номера для внешних областей объекта контроля и менее значительные – для внутренних областей. Уровни систематических погрешностей могут быть значительно снижены с помощью калибровочных испытаний специальных тестовых объектов контроля. Тем не менее, установление причин указанных смещений необходимо для более корректного применения методики выбора толщин предварительных фильтров для конкретных объектов контроля.

Таблица 8 – Эффективность применения предварительных фильтров из меди в компьютерной томографии с привлечением метода дуальных энергий

h_1 , мм	h_2 , мм	Z	ρ_{min}	ρ_{max}	Z_{min}	Z_{max}	k_g
1	1	6	2,22	2,43	3,32	6,42	2,70
		13	2,52	3,05	11,87	13,68	1,75
		26	6,62	13,6	24,63	27,14	1,32
	2	6	2,29	2,49	5,35	5,45	2,49
		13	2,63	2,86	13,05	14,17	1,89
		26	7,52	8,23	25,55	31,26	1,40
	3	6	2,30	2,51	5,1	5,21	2,51
		13	2,60	2,82	13,11	14,33	2,06
		26	6,60	7,98	25,06	33,62	1,50
	5	6	2,31	2,51	5,01	5,15	3,66
		13	2,59	2,81	13,14	14,38	2,47
		26	6,09	8,11	24,71	34,86	2,11
	10	6	2,33	2,51	5,09	5,26	5,79
		13	2,60	2,81	13,11	14,34	4,03
		26	6,13	8,22	24,54	34,61	2,65
2	2	6	2,24	2,45	6,03	6,13	4,46
		13	2,67	2,97	12,98	13,27	2,68
		26	6,99	11,49	24,94	26,8	1,76
	3	6	2,26	2,47	5,58	5,66	4,61
		13	2,65	2,91	13,08	13,55	2,80
		26	7,42	9,53	25,96	27,1	1,83
	5	6	2,28	2,49	5,42	5,50	4,99
		13	2,65	2,89	13,09	13,66	3,12
		26	7,71	8,26	25,58	28,81	2,03
	10	6	2,29	2,49	5,21	5,32	6,71
		13	2,64	2,86	13,16	13,78	4,45
		26	7,23	8,01	25,25	29,60	2,85
3	3	6	2,25	2,46	6,04	6,15	6,82
		13	2,66	2,94	13,04	13,28	3,95
		26	7,20	10,6	25,19	26,61	2,36
	5	6	2,27	2,47	6,41	6,51	7,09
		13	2,65	2,90	13,04	13,42	4,18
		26	7,60	9,06	25,94	27,07	2,52
	10	6	2,28	2,84	5,12	5,19	8,39
		13	2,65	2,88	13,18	13,63	5,26
		26	7,64	8,23	25,56	28,09	3,22

Гипотеза. Наиболее вероятной причиной смещения оценок плотности и эффективного атомного номера является недостаточно адекватное описание энергетической зависимости массового коэффициента ослабления гамма-излучения формулами (37), (38).

Выше отмечено, что в выражении (38) не учитывается эффект когерентного рассеяния, который является значимым для рассматриваемых материалов в области энергий гамма-излучения меньших 150 кэВ.

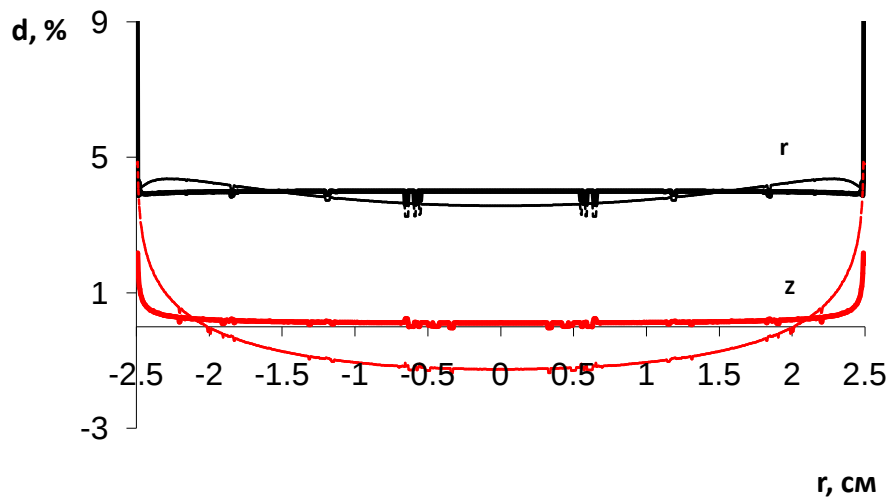


Рисунок 20– Погрешности $\delta\rho(r)$ и $\delta Z(r)$ для стального цилиндра:

—, — — моноэнергетическое гамма-излучение;
 - - -, - - - - псевдо-монохроматическое рентгеновское излучение

Для подтверждения или опровержения гипотезы была проведена серия расчётов по оценке распределения плотности и эффективного атомного номера для моноэнергетической реализации МДЭ с энергиями гамма-излучения $E_1=59,5$ кэВ, $E_2=142$ кэВ. Выбранные энергии приблизительно соответствуют эффективным энергиям рентгеновского излучения для примера расчёта. Выше было показано, что наиболее значимое смещение искомых оценок наблюдается на границе объектов из стали, поэтому для иллюстрации на рисунке 20 приведены радиальные

зависимости погрешностей $\delta\rho(r)$ и $b-\delta Z(r)$ для моноэнергетического гамма-излучения и псевдо-монохроматического рентгеновского излучения, сформированного фильтрами из меди толщинами $h_1=4$ мм и $h_2=10$ мм.

Анализ данных, приведённых на рисунке 20, позволяет подтвердить гипотезу, сформулированную выше. Систематические погрешности оценок плотности для моноэнергетического гамма-излучения и псевдо-монохроматического рентгеновского излучения для точек, принадлежащих внутренней части объекта, различаются не более чем на 0,6 %. Указанной погрешности вполне достаточно для основных практических приложений компьютерной томографии в комплексе с МДЭ. Для систематических погрешностей радиальных распределений эффективного атомного номера расхождения более значимы, но не превышают для центральной области цилиндра 1,2 % . Занижение оценки эффективного атомного номера составит не более 0,32 единицы, что также можно считать вполне удовлетворительным результатом. Следует также отметить большую выраженность завышения оценок на границе для эффективного атомного номера по сравнению с плотностью.

Толщины предварительных фильтров выбираются с учётом изменения массовых толщин объектов контроля и эффективных атомных номеров материалов на основе заданных потребителем погрешностей плотности и эффективного атомного номера.

Отметим, что если уровни погрешностей оценки ρ и Z не устраивают потребителя, то одним из возможных решений является применение тройных энергий [107]. В указанном методе объект контроля сканируется тремя пучками рентгеновского излучения со специальным образом подобранными максимальными энергиями. Стадия предварительной обработки исходных проекций сводится к набору параметров метода. В дополнение к описанным выше

параметрам A и B вычисляется параметр C для когерентного рассеяния, который связан с параметрами объекта ρH и Z простым соотношением

$$C = Z\rho H. \quad (46)$$

Естественно ожидать, что представление массового коэффициента ослабления гамма-излучения в виде суммы соответствующих коэффициентов для фотоэффекта, некогерентного и когерентного рассеяния окажется существенно более точным, чем выражение (36). То же самое можно утверждать и о псевдо-монохроматической реализации метода тройных функций на основе предварительной фильтрации излучения.

3.2.2 Многослойные цилиндрические объекты

Для подтверждения применимости анализируемого метода для более сложных объектов контроля был выбран гипотетический четырёхслойный цилиндрический объект. Радиус цилиндра $R_0=15$ мм. Цилиндр состоит из следующих слоёв: первый слой толщиной $0,2R_0$ из углерода плотностью $2,26$ г/см³; второй слой толщиной $0,2R_0$ из алюминия плотностью $2,7$ г/см³; третий слой толщиной $0,3R_0$ из меди плотностью $8,92$ г/см³; внутренний стержень радиусом $0,3R_0$ из стали с плотностью $7,86$ г/см³. Максимальные энергии рентгеновского излучения $E_1=100$ кэВ, $E_2=225$ кэВ, соответствующие толщины медных фильтров $h_1=4$ мм и $h_2=10$ мм.

На рисунке 21 приведены результаты оценки радиальных распределений $\rho(r)$ и $Z(r)$ для исследуемого объекта.

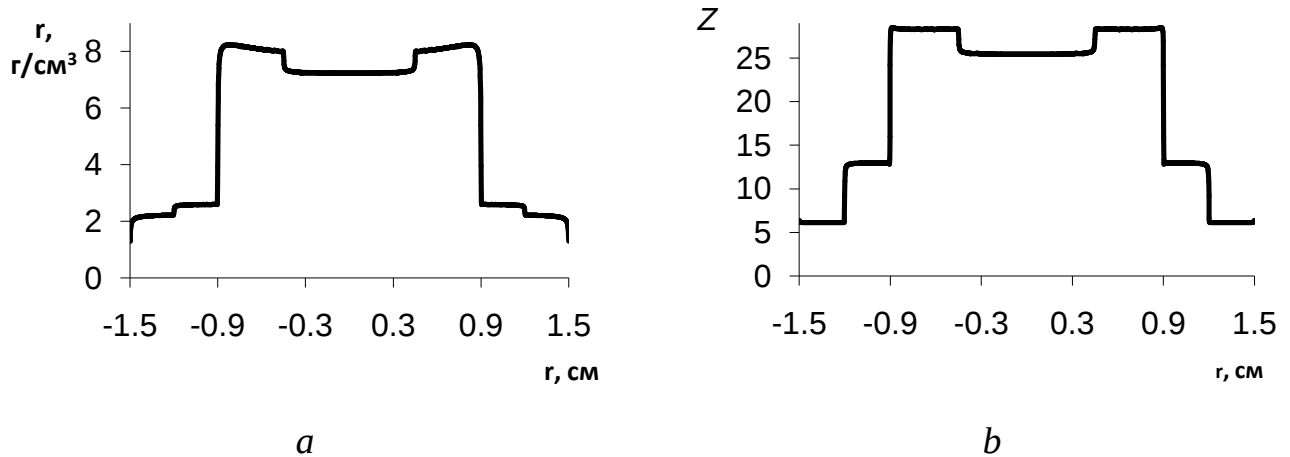


Рисунок 21– Многослойный цилиндрический объект. Радиальные зависимости $a-\rho(r)$, $b-Z(r)$ для толщин предварительных медных фильтров $h_1=4$ мм и $h_2=10$ мм

Из анализа данных, приведённых на рис. 21., можно сделать вывод о удовлетворительном различии материалов фрагментов объекта по плотности и хорошем отличии материалов фрагментов по эффективному атомному номеру.

На рисунке 22 приведена иллюстрация качества идентификации материалов по эффективному атомному номеру. Максимальное смещение оценок Z не превысило по абсолютной величине 0,8 единиц эффективного атомного номера. Более значительные отклонения наблюдаются на границах разделов материалов.

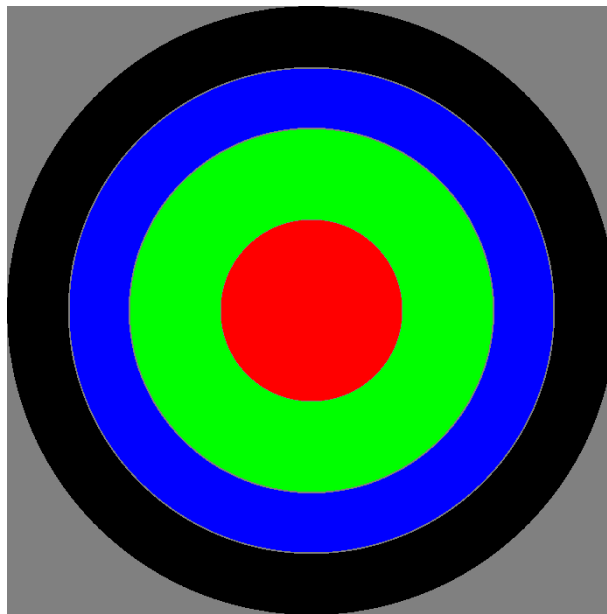


Рисунок22– Идентификация материалов многослойного цилиндрического объекта в компьютерной томографии псевдо–монохроматическим методом дуальных энергий:

■ – углерод; ■ – алюминий; ■ – сталь; ■ – медь

3.3 Заключение главы 3

Применимость анализируемого метода для контроля сложных объектов был подтверждена теоретической и экспериментальной проверкой. МДЭ эффективно используется в компьютерной томографии для контроля многослойных объектов, состоящих из разных материалов.

Анализ результатов теоретических исследований и расчётов доказывает возможность точной оценки пространственного распределения эффективного атомного номера способом компьютерной томографии в комплексе с псевдо–монохроматическим методом дуальных энергий. Выбор толщин фильтров предварительной фильтрации рентгеновского излучения основывается на компромиссе между увеличением точности оценок пространственных распределений плотности и эффективного атомного номера и снижением производительности контроля по сравнению с классической реализацией метода дуальных энергий в компьютерной томографии.

В результате исследований можно сделать выводы, задача многопараметрового контроля ТВЭЛ методом дуальных энергий является реалистичной. Вопрос оценки неоднородности распределения активного материала в среднем слое с относительной погрешностью, не превышающей 5 %, при объеме усреднения 300–350 мм³ теоретически разрешим, но требуется проведение дополнительных экспериментальных исследований с материалами, близкими к натурным материалам.

ГЛАВА 4 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА ВОЗМОЖНОСТИ КОНТРОЛЯ ТВЭЛ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

4.1 Имитатор с крупными включениями

В качестве имитатора ТВЭЛ был взят полый цилиндр диаметром 25 мм из алюминиевого сплава с толщиной стенки 2 мм. В качестве матрицы использовали каменную поваренную соль крупного помола с насыпной плотностью 1,6 г/см³. Частицы тяжелого металла имитировали свинцовой дробью диаметром около 2 мм. Длина заполненной части цилиндра около 100 мм.

Исследования проводили на рентгеновском вычислительном томографе Орел – МТ (четвертая схема сканирования). Предельное разрешение 5 мкм. Максимальная энергия рентгеновского излучения $E_{max}=150$ кэВ. Вращение на полный оборот – 360°. Шаг сканирования по углу 0,3°. Малую интенсивность излучения рентгеновского аппарата компенсировали усреднением по трем кадрам. Низкоэнергетическую часть спектра отфильтровывали медной фольгой толщиной 50 мкм. Полное время сканирования около 20 минут. Толщина одного слоя на объекте контроля, вычисленная по дробинкам, составила 40 мкм. Максимальный размер поперечного сечения изображения дробинки около 41 пикселя. Следует отметить, что дробинки имеют форму близкую к сфере.

В процессе изготовления тестового образца от трех до пяти дробинки помещались в слои соли, со случайным взаимным расположением. Заполненный объем цилиндра фиксировался пробкой с энергичным встряхиванием в процессе фиксации. Для иллюстрации на рисунках 23.а – 23.і приведены изображения нескольких характерных слоев тестового объекта. На рисунках 23 более плотным материалам соответствуют более светлые участки изображений.

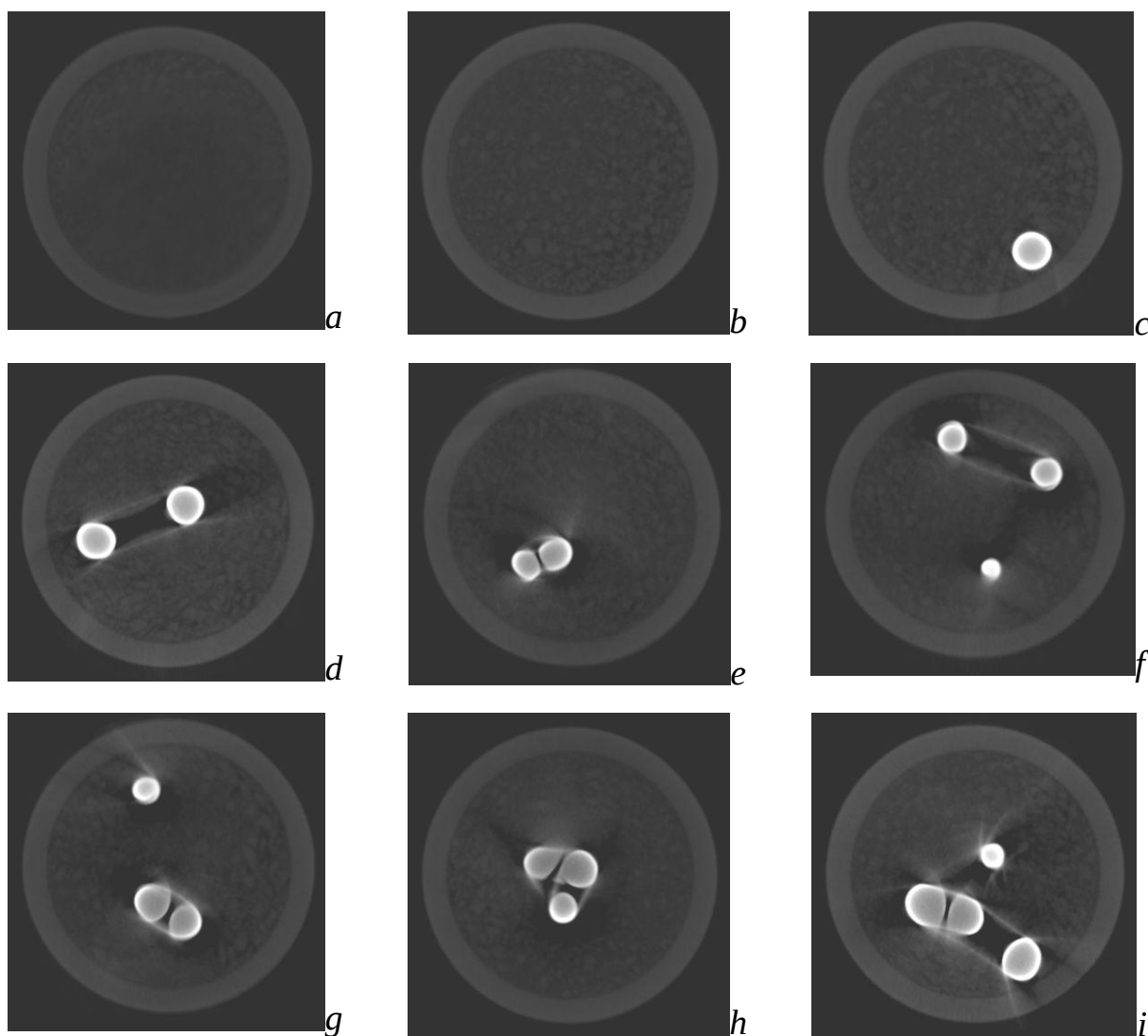


Рисунок23– Изображения слоев тестового объекта:

a – дно тестового объекта; *b* – слой соли;

c – одна дробинка; *d* – две удаленных дробинки;

e – две близкорасположенных дробинки;

f – три удаленных дробинки;

g – три дробинки, две близкорасположенных;

h – три близкорасположенных дробинки;

i – четыре дробинки

На рисунке23.*a* приведено изображение дна цилиндрического стакана. Заметно, что плотность цилиндрического слоя существенно выше, чем собственно донной части. Изображение на рисунке23.*b* прекрасно иллюстрирует

неоднородность зерновой структуры слоя соли. На рисунках 23.c – 23.i приведены изображения слоев с одной, двумя, тремя и четырьмя дробинками. На рисунках 23.e, 23.g, 23.h и 23.i имеются изображения дробинки, расстояние между которыми от 0,1 до 0,2 мм. Из анализа данных, представленных на 23.c– 23.i можно сделать о наличии заметных артефактов, вызванных плотными включениями. Визуальное проявление указанных артефактов достаточно разнообразно и зависит от количества плотных включения и их взаимного расположения друг относительно друга. Тем не менее, можно считать доказанным, что плотные включения различаются раздельно, если расстояние между ними превышает 0,1 мм. В реальности можно говорить и о меньшем расстоянии, если анализировать последовательность слоев предшествующих и следующих за слоем, на котором плотные фрагменты максимально близки. Для иллюстрации этого вывода на рисунках 24.a – 24.f приведены изображения последовательности соответствующих слоев

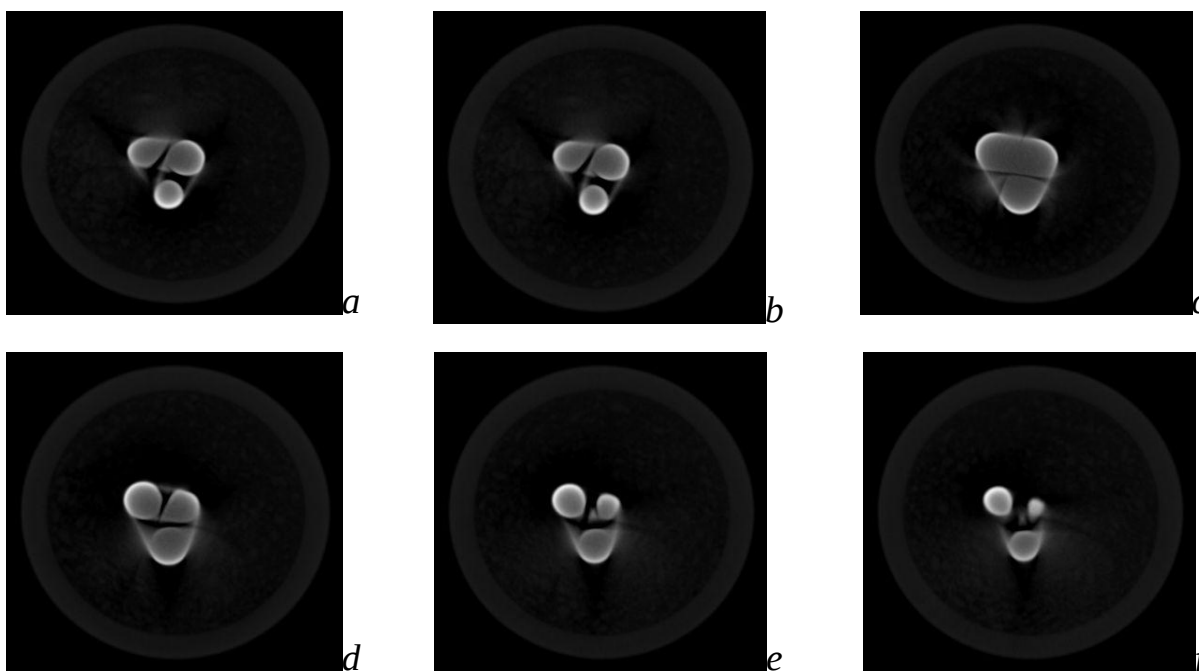


Рисунок 24– Изображения последовательных слоев тестового объекта
с близкорасположенными включениями

Раздельное выявление включений по изображению рисунка 24.с весьма проблематично, а по всей совокупности изображений близких слоев не представляет никакой сложности.

4.2 Имитатор с мелкими включениями

Для более реалистичной модели был разработан тестовый образец с более мелкими свинцовыми включениями. Основная часть включений в среднем слое имеет размеры от 0,3 до 1 мм. Для оценки возможности решения задачи 4, то есть обнаружения частиц активного материала с условным диаметром 0,1 мм в «холостой» части изделия с доверительной вероятностью 95 %, были помещены в холостой части имитатора ТВЭЛ несколько зерен из свинца условным диаметром около 0,1 мм. Для сопоставления размеров зерен в холостой части имитатора ввели дробинку с формой близкой к сфере диаметром 2 мм.

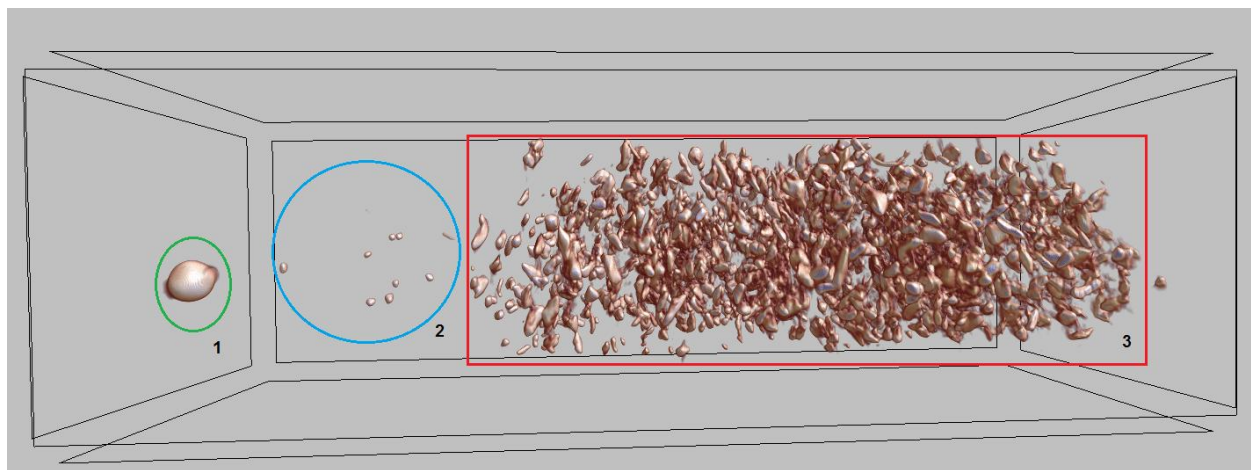


Рисунок 25—Трехмерное изображение тестового объекта:

- 1 – свинцовая дробинка диаметром 2 мм;
- 2 – мелкие активные включения в «холостой» части;
- 3 – активные включения в среднем слое имитатора ТВЭЛ

Максимальная энергия рентгеновского излучения 150 кэВ. Низкоэнергетическую часть спектра отфильтровывали медной фольгой толщиной 250 мкм. Шаг по углу $0,3^\circ$. Накопление по двум кадрам.

Для иллюстрации на рисунке 25 приведено трехмерное изображение тестового объекта без материала матрицы. Все мелкие зерна в холостой части имитатора обнаруживаются.

На изображениях слоев имеются заметные артефакты, вызванные различием ослабляющих свойств свинца и материала матрицы. Указанные артефакты практически не сказываются на разделении зерен плотных частиц.

4.3 Имитатор тепловыделяющих элементов круглого сечения

В качестве имитатора ТВЭЛ в качестве оболочки был взят цилиндрическая трубка диаметром 16 мм из алюминиевого сплава с толщиной стенки 1 мм. В качестве сердечника использовали цилиндрическую трубку диаметром 10 мм с толщиной стенки 1 мм. Частицы тяжелого металла имитировали свинцовой дробью диаметром около от 0,1 до 2 мм. Длина заполненной части цилиндра около 120 мм.

Исследования проводили на рентгеновском вычислительном томографе Орел – МТ (четвертая схема сканирования). Предельное разрешение 5 мкм. Максимальная энергия рентгеновского излучения $E_{max} = 120$ кэВ. Вращение на полный оборот – 360° . Шаг сканирования по углу $0,4^\circ$. Малую интенсивность излучения рентгеновского аппарата компенсировали усреднением по трем кадрам. Низкоэнергетическую часть спектра отфильтровывали медной фольгой толщиной 100 мкм. Полное время сканирования около 20 минут.

В процессе изготовления тестового образца между трубками в зазоре 2 мм на диаметр насыщены смеси свинцового и алюминиевого порошка в качестве таблеток диоксида урана. Использовали алюминиевый порошок ПАП–1 (Насыпная плотность составляет $0,96 \text{ г/см}^3$, средний размер составляет до 40 мкм) и свинцовый порошок ПС 1 (Насыпная плотность составляет $5\text{--}6 \text{ г/см}^3$ и фракция порошка до 70 мкм). Изготовлены смеси разных отношения порошков по объему.

Смесь 1: Алюминиевый порошок–80% а свинцовый порошок–20%; Смесь 2: Алюминиевый порошок–50% а свинцовый порошок–50%. Для иллюстрации на рисунках 26 и 27 приведены изображения нескольких характерных слоев тестового объекта. На рисунках 26 – изображения слоев с менее плотной смеси (смесь 1) а на рисунках 27 – изображения слоев более плотной смеси (смесь 2). Светлые участки изображений соответствуют более плотным материалам.

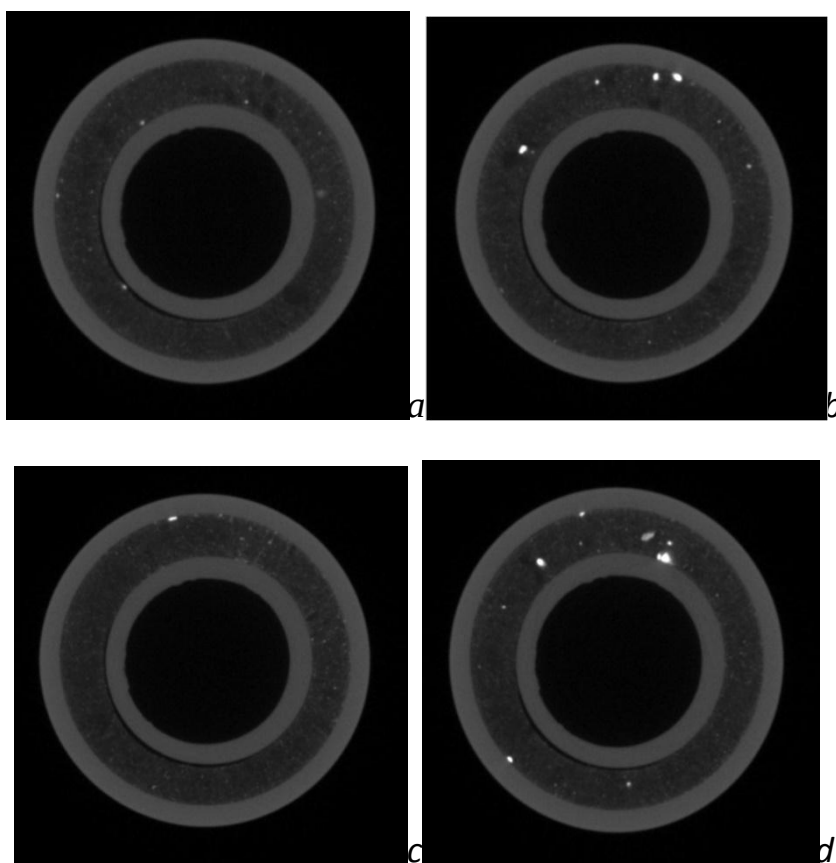


Рисунок 26 – Изображения слоев тестового объекта с менее плотной смеси

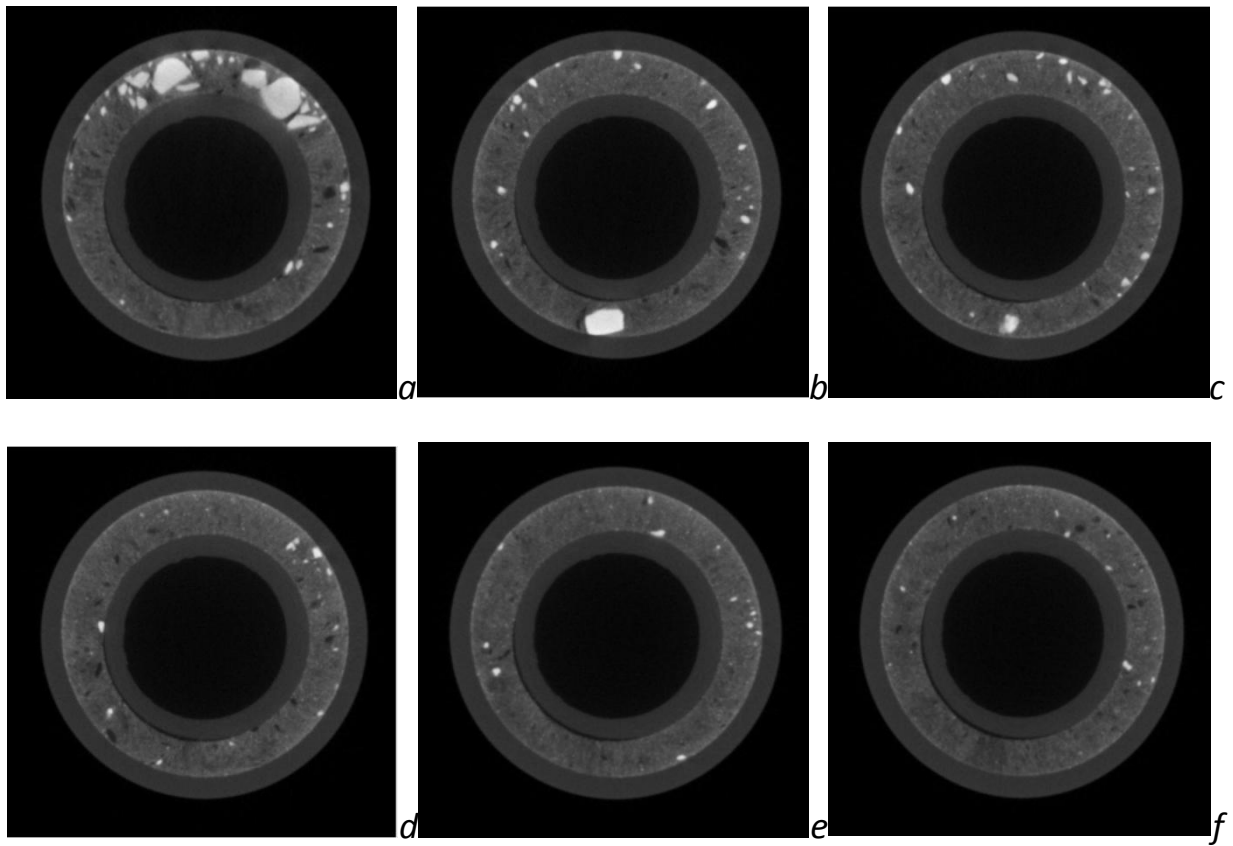


Рисунок 27– Изображения слоев тестового объекта с более плотной смеси

Из анализа данных, представленных на рисунках 26 и 27 можно считать доказанным, что обнаружены плотные включения, поры и неоднородности материалов. Легко визуально заметить тяжёлые частицы размера меньше 100 мкм. По поводу расчета погрешности измерили толщины стенок трубок. Полученный результат: Толщина стенки внутренней трубки – 25 ± 0.1 пиксел соответствует 1000 ± 4 мкм, толщина стенки наружной трубки – 25 ± 0.07 пиксел соответствует 1000 ± 0.28 мкм. По сравнению с толщиной стенок образца 1мм, получили относительную погрешность 0.4% и 0.28%.

5.4 Заключение главы 4

В результате экспериментальных исследований можно сделать ряд выводов, касающихся сформулированных выше задач. Остановимся на них подробнее.

1, 2. Измерение толщин внутренней и внешней оболочек ТВЭЛ исследовательских реакторов.

В техническом задании приведены погрешности измерения толщины оболочки:

- при толщине оболочки больше или равной 0,4 мм не более $\pm 0,04$ мм;
- толщине оболочки меньшей 0,4 мм не более $\pm 0,02$ мм.

Приведём характеристики некоторых лучших по разрешающей способности детекторов.

Фирма, детектор	Размер пикселя, мм	Размер области изображения, мм ²
PerkinElmer XRpad 4336	0,1	350×430
Dexela	0,075	290 × 230
Hamamatsu, C7942 CA–22	0,050	120 × 120

Из анализа характеристик детекторов, приведённых в таблице можно сделать вывод о практической невозможности решения анализируемых задач. Для детектора Hamamatsu, C7942 CA–22 даже с учётом геометрического увеличения в два раза мы получим физический размер пикселя на уровне 25 мкм. Но точность измерения оболочки будет выше этого значения. Этот вывод обусловлен несколькими основными факторами. Первый из них связан с размытием границ объекта, обусловленным рассеянным в объекте излучением. Вклад в размытие вносит и конечный размер фокусного пятна излучателя. К размытию приводят погрешности позиционирования при вращении и перемещении. Ещё одним фактором является неопределённость в формализации технологического понятия «граница оболочки» особенно со стороны активной смеси, представляющей собой композит из активных материалов и алюминия, материал оболочки изготовлен также из алюминия.

Даже в случае снижения требований к точности необходим комплекс теоретических и прикладных исследований, состоящих из натурных и вычислительных экспериментов, метрологического обеспечения измерений на прототипе рентгеновского вычислительного томографа. Нуждается также в экспериментальной оценке возможность использования яркостей вокселей, граничащих с воздушной средой, для повышения точности измерений толщины внутренней оболочки ТВЭЛ.

3. Оценка относительной неравномерности распределения урана в сердечнике ТВЭЛ исследовательских реакторов.

Вопрос оценки неоднородности распределения активного материала в среднем слое по коэффициенту K_T с относительной погрешностью $\pm 5\%$, при объеме усреднения $300\text{--}350\text{ мм}^3$ теоретически разрешим, но требуется проведение дополнительных экспериментальных исследований с материалами, близкими к натурным материалам, строгой формализации понятия неоднородности распределения активного материала и разработки соответствующего алгоритма.

4. Контроль геометрических параметров сердечника ТВЭЛ.

4.1 Чувствительность g_j эталонам ГОТ7512:

- для трубчатых ТВЭЛ не хуже $0,5\text{ мм}$;
- для пластинчатых ТВЭЛ не хуже $0,1\text{ мм}$.

Цитата из стандарта «Эталоны чувствительности следует изготавливать из металла или сплава, основа которого по химическому составу аналогична основе контролируемого сварного соединения». Возникают два вопроса. Первый вопрос – из чего изготавливать эталон? Для решения этого вопроса необходимы теоретические и экспериментальные исследования. Второй вопрос связан со структурной неоднородностью объекта контроля, которая приводит к появлению соответствующих шумов в изображении. Необходим цикл экспериментальных работ для разработки (доработки) методики оценки чувствительности для таких объектов.

4.2 Предел допускаемой погрешности нанесения лазерной разметки

– на длине 1500 мм не более 0,5 мм.

Необходимо проведение предварительных экспериментальных исследований на прототипе устройства перемещения с высокоточными датчиками (координат, перемещений).

4.3 Предел допускаемой погрешности измерения координат сердечника в готовом ТВЭЛ:

– для трубчатых ТВЭЛ не более 1 мм;

– для пластинчатых ТВЭЛ не более 0,5 мм;

– для стержневых ТВЭЛ не более 1,2 мм.

На имитаторе ТВЭЛ стержневого типа экспериментально доказана возможность измерения длины среднего (активного) слоя с погрешностью не более 1 мм. Однако необходимо определиться с понятием «координата сердечника готового ТВЭЛ» (см. рис. 8) – возможно или по максимальным отклонениям, или по средним значениям, или с привлечением доверительных границ. Сердечник изготовлен из материала неоднородного по структуре с достаточно большим размером зёрен (до 160 мкм). Отклонения размеров сердечника, обусловленные указанным фактором, являются значительными.

Отметим, что в некоторых выводах заключения фигурируют объёмные единицы, которые кажутся более приемлемыми для соответствующих задач, чем площадные единицы, отмеченные в техническом задании.

В работах [10–14] отмечены проблемы, аналогичные изложенным в заключении вопросам, и указаны некоторые пути их преодоления.

Следует отметить, что задачи связанные с контролем ТВЭЛ в виде плоских панелей следует выделить в отдельную группу. Подобные объекты традиционно являются сложными для контроля методом рентгеновской вычислительной томографии. Эти объекты могут быть проконтролированы с использованием томографии с ограниченным углом доступа, что обуславливает разработку

специализированных алгоритмов и программ. Альтернативой могут являться и методы комптоновской рентгеновской томографии.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе представлен анализ состояния развития компьютерной томографии, её индустриальное применение и проблемы. На данный момент в неразрушающем контроле достаточно большое количество типов КТ и широкое применение. Условием, необходимым для получения хороших томографических изображений является правильный выбор параметров и характеристик систем компьютерной томографии.

Задача контроля параметров и качества ТВЭЛ является важной задачей для безопасности на АЭС и увеличения срока эксплуатации. В настоящее время часто применяют рентгенографии для выборочного контроля ТВЭЛ. Низкая чувствительность и производительность рентгенографии не дает достоверность и возможность сплошного контроля. По этому поводу применение КТ является хорошим решением этой задачи.

Основные результаты исследований, проведенных в диссертационной работе, следующие:

1. Доказать возможность применения метода компьютерной томографии для измерения геометрических параметров и обнаружения дефектов в тепловыделяющих элементах;
2. Исследовать чувствительность и достоверность контроля параметров ТВЭЛ методом компьютерной томографии;
3. Разработать методики расчета параметров и производительности схем томографического сканирования протяженных объектов симметрий;

4. Разработать методики выбора и оценки параметров и характеристик систем компьютерной томографии;

5. Исследовать методы реализации компьютерной томографии для контроля ТВЭЛ.

В результате предварительных теоретических и экспериментальных исследований доказана возможность решение сформулированных задач для измерения и контроля ТВЭЛ методом компьютерной томографии:

1) Измерение толщин внутренней и внешней оболочек ТВЭЛ исследовательских реакторов.

2) Оценка относительной неравномерности распределения урана в сердечнике ТВЭЛ исследовательских реакторов.

3) Контроль геометрических параметров сердечника ТВЭЛ.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Hounsfield G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system // The British journal of radiology. – 1973. – Vol. 46. – №. 552. – P. 1016–1022.
2. Dennis M.J. Industrial computed tomography // ASM Handbook. – 1989. – V. 17. – P. 358–386.
3. Kruth J.-P., Bartscher M., Carmignato S., Schmitt R., DeChiffre L., Weckenmann A. Computed tomography for dimensional metrology // CIRP Annals. – Vol. 60(2). – P. 821–842.
4. Muller P. (2013) Coordinate metrology by traceable computed tomography // PhD thesis, Department of Mechanical Engineering, Technical University of Denmark, Lyngby, Denmark. – 2013. – 194 p.
5. Schillinger B., Lehmann E., Vontobel P. 3D neutron computed tomography: requirements and applications // Physic B: Condensed Matter. – 2000. – V. 276. – P. 59–62.
6. Casali F. X-ray and neutron digital radiography and computed tomography for cultural heritage // Physical techniques in the study of art, archaeology and cultural heritage. – 2006. – Vol. 1. – P. 411–423.
7. De Chiffre L., Carmignato S., Kruth J.P., Schmitt R., Weckenmann A. Industrial applications of computed tomography // CIRP Annals–Manufacturing Technology. – 2014. – Vol. 63. – P. 655–677.
8. Carmignato S. Accuracy of industrial computed tomography measurements: experimental results from an international comparison // CIRP Annals–Manufacturing Technology. – 2012. – Vol. 61. – P. 491–494.
9. New P.F., Scott W.R., Schnur J.A., Davis K.R., Taveras J.M. Computerized Axial Tomography with the EMI Scanner 1 // Radiology. – 1974. – V. 110. – P. 109–123.

10. Global Industrial X-Ray Inspection Systems Market [Электронный ресурс]. – Режим доступа: www.prweb.com/releases/industrial_x_ray/inspection_systems/prweb8849962.html
11. Frost & Sullivan [Электронный ресурс]. – Режим доступа: www.frost.com/srch/catalog-search.do?queryText=computed+tomography
12. Marketresearch.com / computedtomographymarket [Электронный ресурс]. – Режим доступа: www.ndt.net/exhibit/list.php3?globalSearch=1&searchmode=AND&Find=computed+tomography+market
13. Marketresearch.com / computedtomography [Электронный ресурс]. – Режим доступа: www.marketresearch.com/search/results.asp?categoryid=0&qtype=2&titl=&publisher=Global+Industry+Analysts&query=computed+tomography&lprice=&uprice=&datepub=®ionid=&submit2=Search
14. Sun W., Brown S.B., Leach R.K. An Overview of Industrial X-ray Computed Tomography // NPL Report. – 2012. – 64 p.
15. Kalender W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. – John Wiley & Sons, 2011.
16. Hsieh J. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. – Bellingham, WA: SPIE, 2009.
17. Kastner J. Proc. of Int. Conf. on Industrial Computed Tomography – ICT 2012, 2012. – ISBN: 978-8440-1281-1.
18. Goebbels J., Zscherpel Z. Proc. of Int. Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, 2011. – ISBN: 978-3-940283-34-4.
19. VDI/VDE 2617 Part 13 (2011) Accuracy of Coordinate Measuring Machines – Characteristics and their Testing – Guideline for the Application of DIN EN ISO 10360 for Coordinate Measuring Machines with CT-sensors, VDI, Duesseldorf.
20. Nikon Metrology [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.nikonmetrology.com/>

21. SPS Inspection Systems[Электронныйресурс].–Режимдоступа:<http://www.shawinsspectionsystems.com/products/comet/x-ray%20tubes.htm>
22. Wu T., Moore R.H., Rafferty E.A., Kopans D.B. A comparison of reconstruction algorithms for breast tomosynthesis // Medical physics. – 2004. – Vol. 31. – P. 2636–2647.
23. Benninger R., Katuch P. Inline CT – the next step in the evolution of industrial CT // Proc. of Int. Conf. OnIndustrialComputedTomography – ICT 2012,Wels, Austria, 19–21 September 2012, 2012.
24. Muller P (2013) Coordinate Metrology by Traceable Computed Tomography,(PhD thesis) Department of Mechanical Engineering, Technical University ofDenmark, Lyngby, Denmark.
25. Hsieh J (2009) Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and RecentAdvances, 2nd ed. Hoboken, JohnWiley&Sons.
26. Christoph R, Neumann H-J (2007) Multisensor Coordinate Metrology, 2nd ed.SV Corporate Media, Munich.
27. Neuser E, Brunke O, Suppes A (2011) High Resolution Industrial CT Systems:Advances and Comparison with Synchrotron–Based CT. Proc. of InternationalSymposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, 20–22June 2011, Berlin, Germany.
28. Oliveira FB, Porath MC, Nardelli VC, Arenhart FA, Donatelli GD (2013)Investigation and Minimization of Thermal Drift Effects on TridimensionalCT Measurements. Annals of the 11th International Symposium of MeasurementTechnology and Intelligent Instruments, Aachen, 1–5 July 2013.
29. Roth H (2006) Aussagekra“ftigeResultate, QZ Jahrgang 51 (9), pp. 54–56, CarlHanserVerlag, Munchen.
30. Schardt P, Deuringer J, Freudenberger J, et al (2011). New X-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. MedicalPhysics 31(9):2699–2706.

31. Bruker SkyScan (2013).Micro-CT Attachment for SEM [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.skyscan.be/products/SEMmicroCT.htm>. Accessed 31.05.13.
32. Carmignato S, Dreossi D, Mancini L, Marinello F, Tromba G, Savio E (2009) Testing of X-ray Microtomography Systems Using a Traceable Geometrical Standard. *Measurement Science and Technology* 20:084021.
33. Pani S, Arfelli F, Bravin A, Cantatore G, Longo R, Olivo A, Poropat P, Rigon L, Tromba G, Castelli E, Fantini A, Tartari A, Gambaccini M, Pani R, Bollini D, Del Guerra A (2000) Tomographic Imaging with Synchrotron Radiation. *Physica Medica* 16(3):155–159.
34. Gondrom S, Schroöpfer S (1999) Digital Computed Laminography and Tomosynthesis – Functional Principles and Industrial Applications. Proc. Of International Symposium on Computerized Tomography for Industrial Applications and Image Processing in Radiology DGZfP Proceedings BB 67–CD, Berlin, March, 15–17, 1999.
35. Kurfiss M, Streckenbach G (2012) 3-Dimensional X-ray Inspection of Very Large Objects – 600 kV Digital Laminography Offers a Solution. 18th World Conference on Nondestructive Testing, 16–20 April 2012, Durban, South Africa.
36. Heinzl C (2009) Analysis and Visualization of Industrial CT Data, (PhD thesis) Institute of Computer Graphics and Algorithms, Vienna University of Technology, Vienna.
37. Kastner J (2011) X-ray Computed Tomography for the Development of Materials and Components, (Habilitation thesis) Vienna University of Technology, Vienna.
38. Requena G, Cloetens P, Altendorfer W, Poletti C, Tolnai D, Warchomicka F, et al (2009) Submicrometer Synchrotron Tomography of Multiphase Metals Using Kirkpatrick–Baez Optics. *Scripta Materialia* 61:760–763.

39. Maass C, Knaup M, Sawall S, Kachelriess M (2010) ROI-Tomografie (LokaleTomografie). Proc. OfiCT 2010, IndustrielleComputertomografieTagung, 27–29September 2010, Wels, Austria.
40. Maass N, Stephan J (2012) Computed Tomography on Large Objects – Theoretical and Practical Solutions with Extended Field of View and ROICT.12.06.2012/Conference Industrial Applications of CT Scanning at DTU, Lyngby, Denmark.
41. Hsieh J, Chao E, Thibault J, Grekowicz B, Horst A, McOlash S, Myers TJ (2004) A Novel Reconstruction Algorithm to Extend the CT Scan Field-of-view. MedicalPhysics 31(9):2385–2391.
42. Carmignato S (2012) Accuracy of Industrial Computed Tomography Measurements: Experimental Results from an International Comparison. CIRPAnnals 61(1):491–494.
43. Wenzel T, Stocker T, Hanke R (2009) Searching for the Invisible using FullyAutomatic X-ray Inspection. FoundryTradeJournaloftheInstituteofCastMetalsEngineers 183(3666).
44. Gruhl T (2010) Technologie der Mikrofokus-Röntgenröhren: Leistungsgrenzen und gezielte Fortschritte. Fraunhofer IPA Workshop F 207: Hochauflösende Röntgen-Computertomographie-Messtechnik für mikro-mechatronische Systeme.
45. Katsevich A (2003). A General Scheme for Constructing Inversion Algorithms for Cone Beam CT. International Journal of Mathematics and Mathematical Sciences 21:1305–1321.
46. Maass C, Knauer M, Kachelriess M (2011) New Approaches to Region of Interest Tomography. Medical Physics 38(6):2868–2878.
47. Krämer P, Weckenmann A (2010) Simulative Abschätzung der Messunsicherheit von Messungen mit Röntgen-Computertomographie. in Kastner J, (Ed.) Proceedings – Industrielle Computertomografie, Shaker, Aachen 243–248.

48. Krämer P, Weckenmann A (2011) Modellbasiertesimulationsgestu"tzteMessunsicherheitsbestimmungamBeispiel Roentgen-CT. VDI-Berichte 2149:5.VDI-FachtagungMessunsicherheit 2011 – Messunsicherheitpraxisgerechtbestimmen, 08–09 November 2011, Erfurt, 13–22.
49. Kruth J-P, Bartscher M, Carmignato S, Schmitt R, De Chiffre L, Weckenmann A (2011) Computed Tomography for Dimensional Metrology. CIRP Annals 60(2):821–842.
50. VDI/VDE 2630 Part 2.1 (2013) Computertomografie in der dimension Ellen Messtechnik – Bestimmung der Messunsicherheit und der Pru"ffprozesseignungvonKoordinatenmessgera"tenmit CT-Sensoren, VDI, Duesseldorf.
51. Кузелев, Н.Р., Косарев, Л.И., Юмашев, В.М., Штань, А.С. Исследование применения радиационной компьютерной томографии при контроле качества виброуплотненных ТВЭЛов // Атомная энергия. – 1987. – Т. 62. – № 3. – С. 22–26.
52. Жуков, Ю.А., Карлов, Ю.К., Косых, В.П., Поташников, А.К., Обидин, Ю.В., Чашин, С.Б. Компьютерная томография в задачах контроля сварных соединений ТВЭЛ // Автометрия. – 1997. – №. 4. – С. 43.
53. Косарев, Л.И., Кузелев, Н.Р., Штань, А.С., Юмашев, В.М., Дворецкий, В.Г., Жителев, В.А. Опыт применения методов и аппаратуры радиационной интроскопии и томографии при отработке технологии изготовления топливных элементов АЭС // Заводская лаборатория. Диагностика материалов. – 2006. – Т. 72. – № 1. – С. 32–35.
54. Gras C., Stanley S.J. Post-irradiation examination of a fuel pin using a microscopic X-ray system: Measurement of carbon deposition and pin metrology // Annals of Nuclear Energy. – 2008. – Vol. 35.– №5.–P. 829–837.
55. Yang, M., Liu, Q., Zhao, H., Li, Z., Liu, B., Li, X., Meng, F. Automatic X-ray inspection for escaped coated particles in spherical fuel elements of high temperature gas-cooled reactor // Energy. – 2014. – Vol. 68. – P. 385–398.

56. Caruso, S., Jatuff, F. Design, development and utilisation of a tomography station for γ -ray emission and transmission analyses of light water reactor spent fuel rods // *Progress in Nuclear Energy*. – 2014. – Vol. 72. – P. 49–54.

57. Parker H.M.O.D., Joyce M.J. The use of ionising radiation to image nuclear fuel: A review // *Progress in Nuclear Energy*. – 2015. – Vol. 85. – P. 297–318.

58. Ishimi, A., Katsuyama, K., Nakamura, H., Asaga, T., Furuya, H. Radial density distribution in irradiated FBR MOX fuel pellets // *Nuclear Technology*. – 2015. – Vol. 189. – № 3. – P. 312–317.

59. Конструкция тепловыделяющего элементов [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://helpiks.org/5-90619.html>

60. Тепловыделяющий элемент [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.booksite.ru/fulltext/1/001/008/109/910.htm>

61. Oliveira, J., Martins, P.M., Martins, P., Correia, V., Rocha, J.G., Lanceros-Mendez, S. Gd_2O_3 : Eu_3^+ /PPO/POPOP/PS composites for digital imaging radiation detectors // *Applied Physics A*. – 2015. – Vol. 121. – №. 2. – P. 581– 587.

62. Awadalla S. etc. Solid-state radiation detectors: technology and applications. – Boca Raton, FL: Taylor & Francis Group, 2015. – 393 p.

63. Espes, E., Andersson, T., Björnsson, F., Gratorp, C., Hansson, B.A.M., Hemberg, O., Johansson, G., Kronstedt, J., Otendal, M., Tuohimaa, T., Takman, P. Liquid-metal-jet X-ray tube technology and tomography applications // *Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering*. – 2014. – Vol. 9212. – №.92120J. –6 p.

64. Clausnitzer, V., Hopmans, J.W. Pore-scale measurements of solute breakthrough using microfocus X-ray computed tomography // *Water Resources Research*. – 2000. – Vol. 36. – №. 8. – P. 2067–2079.

65. Kieffer, J.C., Krol, A., Jiang, Z., Chamberlain, C.C., Scalzetti, E., Ichalalene, Z. Future of laser-based X-ray sources for medical imaging // *Applied Physics B*. – 2002. – Vol. 74. – №. 1. – P. s75–s81.

66. Капустин, В.И., Осипов, С.П. О критериях сравнения различных модификаций методов цифровой радиографии // Контроль. Диагностика. – 2013. – № 12. – С. 25–32.
67. Osipov, S.P., Chakhlov, S.V., Osipov, O.S., Shtein, A.M., Strugovtsev, D.V. About accuracy of the discrimination parameter estimation for the dual high-energy method // IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering / RTEP2014. Tomsk–2015.– Vol. 81. – No. paper 012082. – 13 p.
68. Завьялкин, Ф.М., Осипов, С.П. Зависимость среднего значения и флуктуаций поглощенной энергии от размеров сцинтиллятора // Атомная энергия. – 1985. – Т. 59. – вып. 4 – С. 281–283.
69. Schiff, L.I. Energy-angle distribution of thin target bremsstrahlung // Physical review. – 1951. – Vol. 83. – P. 252–253.
70. Ali, E.S.M., Rogers, D.W.O. Functional forms for photon spectra of clinical linacs // Physics in medicine and biology. – 2011. – Vol. 57. – P. 31–50.
71. Gamma data for elements [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ippe.ru/podr/abbn/libr/gdfe.php>
72. Завьялкин Ф.М., Осипов С.П. Расчет функций рассеяния линейки сцинтилляционных детекторов // Атомная энергия. – 1986. – Т. 60. – вып. 2 – С. 146–148.
73. Aichinger, H., Dierker, J., S., Säbel, M. ImageQualityandDose // RadiationexposureandimagequalityinX-raydiagnosticradiology. – SpringerBerlinHeidelberg, 2012. – P. 85–101.
74. Park, H.S., Hansson, R.C., Sehgal, B.R. Fine fragmentation of molten droplet in highly subcooled water due to vapor explosion observed by X-ray radiography // Experimental thermal and fluid science. – 2005. – Vol. 29. – №. 3. – P. 351–361.
75. Недавний О.И., Осипов, С.П. Аппроксимация зависимостей интегрального и дифференциального коэффициента

аослабления тормозного излучения от толщины поглощающего фильтра // Дефектоскопия. – 1994. – № 9. – С. 92–95.

76. Alles, J., Mudde, R.F. Beam hardening: analytical considerations of the effective attenuation coefficient of X-ray tomography // Medical physics. – 2007. – Vol. 34. – №. 7. – P. 2882–2889.

77. Pease, B.J., Scheffler, G.A., Janssen, H. Monitoring moisture movements in building materials using X-ray attenuation: Influence of beam-hardening of polychromatic X-ray photon beams // Construction and Building Materials. – 2012. – Vol. 36. – P. 419–429.

78. Kelcz, F., Joseph, P.M., Hilal, S.K. Noise considerations in dual energy CT scanning // Medical physics. – 1979. – Vol. 6. – №. 5. – P. 418 – 425.

79. Alvarez, R.E., Macovski, A. Energy-selective reconstructions in x-ray computerised tomography // Physics in medicine and biology. – 1976. – Vol. 21. – №. 5. – P. 733–744.

80. Kalender, W.A., Perman, W.H., Vetter, J.R., Klotz, E. Evaluation of a prototype dual- energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies // Medical physics. – 1986. – Vol. 13. – №. 3. – P. 334–339.

81. Wetter, O.E. Imaging in airport security: Past, present, future, and the link to forensic and clinical radiology // Journal of Forensic Radiology and Imaging. – 2013. – Vol. 1. – №. 4. – P. 152–160.

82. Mery, D. Computer vision technology for X-ray testing // Insight–non–destructive testing and condition monitoring. – 2014. – Vol. 56. – №. 3. – P. 147–155.

83. Fantidis, J.G., Nicolaou, G.E. A transportable fast neutron and dual gamma-ray system for the detection of illicit materials // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. – 2011. – Vol. 648. – №. 1. – P. 275–284.

84. Yang, M., Virshup, G., Clayton, J., Zhu, X. R., Mohan, R., Dong, L. Theoretical variance analysis of single–and dual–energy computed tomography methods for

calculating proton stopping power ratios of biological tissues // *Physics in medicine and biology*. – 2010. – Vol. 55. – №. 5. – P. 1343–1362.

85. Mouton, A., Breckon, T.P. Materials-based 3D segmentation of unknown objects from dual-energy computed tomography imagery in baggage security screening // *Pattern Recognition*. – 2015. – Vol. 48. – №. 6. – P. 1961– 1978.

86. Martin, L., Tuysuzoglu, A., Karl, W.C., Ishwar, P. Learning-based object identification and segmentation using dual-energy CT images for security // *IEEE Transactions on Image Processing*. – 2015. – Vol. 24. – №. 11. – P. 4069–4081.

87. Brooks, R.A., Di Chiro G. Beam hardening in x-ray reconstructive tomography // *Physics in medicine and biology*. – 1976. – Vol. 21. – №. 3. – P. 390–398.

88. Nedavnii, O.I., Osipov, S.P., Sidulenko, O.A. Choice of the compensating filter profile in images restoration for objects with annular structures in X-ray computational tomography // *Russian journal of nondestructive testing*. – 2002. – Vol. 38. – №. 4. – P. 261–265.

89. Wildenschild, D., Vaz, C.M.P., Rivers, M.L., Rikard, D., Christensen, B.S.B. Using X-ray computed tomography in hydrology: systems, resolutions, and limitations // *Journal of Hydrology*. – 2002. – Vol. 267. – №. 3. – P. 285–297.

90. Ketcham, R.A., Hanna, R.D. Beam hardening correction for X-ray computed tomography of heterogeneous natural materials // *Computers & Geosciences*. – 2014. – Vol. 67. – P. 49–61.

91. Yu, L., Leng, S., McCollough, C.H. Dual-energy CT-based monochromatic imaging // *American Journal of Roentgenology*. – 2012. – Vol. 199. – №. 5. – P. S9–S15.

92. Stehli, J., Fuchs, T.A., Singer, A., Bull, S., Clerc, O. F., Possner, M., Gaemperli, O., Buechel, R.R., Kaufmann, P.A. First experience with single-source, dual-energy CCTA for monochromatic stent imaging // *European Heart Journal–Cardiovascular Imaging*. – 2015. – Vol. 16. – №. 5. – P. 507–512.

93. Osipov, S., Libin, E., Chakhlov, S., Osipov, O., Shtein, A. Parameter identification method for dual-energy X-ray imaging // NDT & E International. – 2015. – Vol. 76. – P. 38–42.
94. Kuchenbecker, S., Faby, S., Sawall, S., Lell, M., Kachelrieß, M. Dual energy CT: how well can pseudo-monochromatic imaging reduce metal artifacts? // Medical physics. – 2015. – Vol. 42. – №. 2. – P. 1023–1036.
95. Gamma data for elements. <http://www.ippe.ru/podr/abbn/libr/gdfe.php>
96. Lehmann, L.A., Alvarez, R.E., Macovski, A., Brody, W.R., Pelc, N.J., Riederer, S.J., Hall, A.L. Generalized image combinations in dual KVP digital radiography // Medical physics. – 1981. – Vol. 8. – №. 5. – P. 659–667.
97. Ying, Z., Naidu, R., Crawford, C.R. Dual energy computed tomography for explosive detection // Journal of X-ray Science and Technology. – 2006. – Vol. 14. – №. 4. – P. 235–256.
98. Завьялкин, Ф.М., Осипов, С.П. Зависимость среднего значения и флуктуаций поглощенной энергии от размеров сцинтиллятора // Атомная энергия. – 1985. – Т. 59. – вып. 4 – С. 281–283.
99. Завьялкин, Ф.М., Осипов, С.П. Расчет функций рассеяния линейки сцинтилляционных детекторов // Атомная энергия. – 1986. – Т. 60. – вып. 2 – С. 146–148.
100. Schiff, L.I. Energy-angle distribution of thin target bremsstrahlung // Physical review. – 1951. – Vol. 83. – P. 252–253.
101. Ali, E.S.M., Rogers, D.W.O. Functional forms for photon spectra of clinical linacs // Physics in medicine and biology. – 2011. – Vol. 57. – P. 31–50.
102. Klimenov, V.A., Osipov, S.P., Temnik, A.K. Identification of the substance of a test object using the dual-energy method // Russian Journal of Nondestructive Testing. – 2013. – Vol. 49. – №. 11. – P. 642–649.

103. Osipov, S.P., Temnik, A.K., Chakhlov, S.V. The effects of physical factors on the quality of the dual high-energy identification of the material of an inspected object // Russian Journal of Nondestructive Testing. – 2014. – Vol. 50. – №. 8. – P. 491–498.
104. Osipov, S., Chakhlov, S., Osipov, O., Shtein, A., Van, J. Adequacy criteria of models of the cargo inspection system with material discrimination option // Journal of Physics: Conference Series. – 2016. – Vol. 671. – No. paper 012010. – 6 p.
105. Stribeck, N., Nöchel, U., Almendárez Camarillo, A. Scanning microbeam X-ray scattering of fibers analyzed by one-dimensional tomography // Macromolecular Chemistry and Physics. – 2008. – Vol. 209. – no. 19. – P. 1976–1982.
106. Veera, U.P. Gamma ray tomography design for the measurement of hold-up profiles in two-phase bubble columns // Chemical Engineering Journal. – 2001. – Vol. 81. – №. 1. – P. 251–260.
107. Swanpalmer, J., Kullenberg, R., Hansson, T. The feasibility of triple-energy absorptiometry for the determination of bone mineral, Ca and P in vivo // Physiological measurement. – 1998. – Vol. 19. – no. 1. – P. 1–15.
108. Osipov, S.P., Libin, E.E., Chakhlov, S.V., Osipov, O.S., Shtein, A.M. Parameter identification method for dual-energy X-ray imaging // NDT & E International. – 2015. – Vol. 76. – P. 38–42.
109. Чахлов, С.В., Осипов, С.П. Высокоэнергетический метод дуальных энергий для идентификации веществ объектов контроля // Контроль. Диагностика. – 2013. – № 9. – С. 9–17
110. Osipov, S.P., Chakhlov, S.V., Osipov, O.S., Shtein, A.M., Strugovtsev, D.V. About accuracy of the discrimination parameter estimation for the dual high-energy method // IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering / RTEP2014. Tomsk – 2015. – Vol. 81. – No. paper 012082. – 13 p.

111. Juergen Fornaro, Sebastian Leschka, Dennis Hibbeln etc. Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging // NCBI: Insights Imaging. – 2011 Apr. – Vol. 2. –№2. – P. 149–159.

112. Patel BN, Thomas JV, Lockhart ME, et al. Single-source dual-energy spectral multidetector CT of pancreatic adenocarcinoma: optimization of energy level viewing significantly increases lesion contrast. Clin Radiol. – 2013. – Vol. 68. – №2. – P. 148–154.

113. Lee SH, Lee JM, Kim KW, et al. Dual-energy computed tomography to assess tumor response to hepatic radiofrequency ablation: potential diagnostic value of virtual noncontrast images and iodine maps. Invest Radiol. – 2011. – Vol. 46. – №. 2. – P. 77–84.

114. Lee YH, Park KK, Song HT, et al. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. Eur Radiol. – 2012. – Vol. 22. – №. 6. – P. 1331–1340.

115. Lamb P, Sahani D, Fuentes-Orrego J, et al. Stratification of patients with liver fibrosis using Dual-Energy CT. IEEE Trans Med Imaging. 2014 Aug 28 [Epub ahead of print].

116. Cai W, Kim SH, Lee JG, et al. Informatics in radiology: dual-energy electronic cleansing for fecal-tagging CT colonography. RadioGraphics. – 2013. – Vol. 33. – №. 3. – P. 891–912.

117. Gupta R, Phan CM, Leidecker C, et al. Evaluation of dual-energy CT for differentiating intracerebral hemorrhage from iodinated contrast material staining. Radiology. – 2010. – Vol. 257. – №. 1. – P. 205–211.

118. Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, et al. Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? RadioGraphics. – 2010. – Vol. 30. – №. 4. – P. 1037–1055.

119. Graser A, Becker CR, Staehler M, et al. Single-phase dual-energy CT allows for characterization of renal masses as benign or malignant. Invest Radiol. – 2010. – Vol. 45. – №. 7. – P. 399–405.

120. Gupta R, Phan CM, Leidecker C, et al. Evaluation of dual-energy CT for differentiating intracerebral hemorrhage from iodinated contrast material staining. *Radiology*. –2010. –Vol. 257.–№. 1.–P. 205–211.

121. Boll DT, Patil NA, Paulson EK, Merkle EM, Nelson RC, Schindera ST, Roessl E, Martens G, Proksa R, Fleiter TR, Schlomka JP. Focal cystic high-attenuation lesions: characterization in renal phantom by using photon-counting spectral CT-improved differentiation of lesion composition. *Radiology*. –2009.–№. 254. –P. 270–276.

122. Fletcher JG, Takahashi N, Hartman R, Guimaraes L, Huprich JE, Hough DM, Yu L, McCollough CH. Dual-energy and dual-source CT: is there a role in the abdomen and pelvis? *Radiol Clin North Am*.–2009.–№. 47. –P. 41–57.

123. Uotani K, Watanabe Y, Higashi M, Nakazawa T, Kono AK, Hori Y, Fukuda T, Kanzaki S, Yamada N, Itoh T, Sugimura K, Naito H. Dual-energy CT head bone and hard plaque removal for quantification of calcified carotid stenosis: utility and comparison with digital subtraction angiography. *Eur Radiol*. –2009. –№. 19. –P. 2060–2065.

124. Watanabe Y, Uotani K, Nakazawa T, Higashi M, Yamada N, Hori Y, Kanzaki S, Fukuda T, Itoh T, Naito H. Dual-energy direct bone removal CT angiography for evaluation of intracranial aneurysm or stenosis: comparison with conventional digital subtraction angiography. *Eur Radiol*. –2009.–№. 19.–P. 1019–1024.

125. Thomas C, Patschan O, Ketelsen D, Tsiflikas I, Reimann A, Brodoefel H, Buchgeister M, Nagele U, Stenzl A, Claussen C, Kopp A, Heuschmid M, Schlemmer HP. Dual-energy CT for the characterization of urinary calculi: In vitro and in vivo evaluation of a low-dose scanning protocol. *Eur Radiol*. –2009.–№. 19. –P. 1553–1559.

126. Graser A, Johnson TR, Bader M, Staehler M, Haseke N, Nikolaou K, Reiser MF, Stief CG, Becker CR. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol*. –2008. –№. 43. –P. 112–119.

127. Chandarana H, Godoy MC, Vlahos I, Graser A, Babb J, Leidecker C, Macari M. Abdominal aorta: evaluation with dual-source dual-energy multidetector CT after endovascular repair of aneurysms—initial observations. *Radiology*. –2008. –№. 249. –P. 692–700.
128. Stolzmann P, Frauenfelder T, Pfammatter T, Peter N, Scheffel H, Lachat M, Schmidt B, Marincek B, Alkadhi H, Schertler T. Endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: detection with dual-energy dual-source CT. *Radiology*. –2008. –№. 249. –P. 682–691.
129. Takahashi N, Hartman RP, Vrtiska TJ, Kawashima A, Primak AN, Dzyubak OP, Mandrekar JN, Fletcher JG, McCollough CH. Dual-energy CT iodine-subtraction virtual unenhanced technique to detect urinary stones in an iodine-filled collecting system: a phantom study. *AJR Am J Roentgenol*. –2008. –№. 190. –P. 1169–1173.
130. Gupta RT, Ho LM, Marin D, Boll DT, Barnhart HX, Nelson RC. Dual-energy CT for characterization of adrenal nodules: initial experience. *AJR Am J Roentgenol*. –2009. –№. 194. –P. 1479–1483.
131. Leschka S, Stolzmann P, Baumüller S, Scheffel H, Desbiolles L, Schmid B, Marincek B, Alkadhi H. Performance of dual-energy CT with tin filter technology for the discrimination of renal cysts and enhancing masses. *Acad Radiol*. –2010. №. –17. –P. 526–534.
132. Ruzsics B, Lee H, Zwerner PL, Gebregziabher M, Costello P, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the heart for diagnosing coronary artery stenosis and myocardial ischemia—initial experience. *EurRadiol*. –2008. –№. 18. –P. 2414–2424.

ПРИЛОЖЕНИЕ. АКТ ВНЕДРЕНИЯ РАЗРАБОТКИ В УЧЕБНЫЙ ПРОЦЕСС ТПУ

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



УТВЕРЖДАЮ

Проректор по образовательной
деятельности ТПУ

А.Р. Вагнер

2019 г.

АКТ

о внедрении результатов кандидатской диссертации Чинь Ван Бак
в учебный процесс ТПУ

Настоящим подтверждается, что результаты диссертации Чинь Ван Бак «Разработка системы комплексного контроля тепловыделяющих элементов ядерных реакторов методом компьютерной томографии», представленной на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.13 – «Приборы и методы контроля природной среды, веществ, материалов и изделий», используются в учебном процессе в Инженерной школе неразрушающего контроля и безопасности Национального исследовательского Томского политехнического университета при изучении дисциплин «Радиационные методы контроля» для бакалавров по направлению 12.03.01 – Приборостроение и «Радиационный контроль и диагностика» для магистров по направлению 12.04.01 – Приборостроение.

Директор ИШНКБ
к.т.н., доцент

Руководитель ОКид
д.ф.-м.н., профессор

Д.А. Седнев

А.П. Суржиков