

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт неразрушающего контроля
Направление подготовки: приборостроение
Кафедра физических методов и приборов контроля качества

БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА

Тема работы				
Разработка программного симулятора комплекса цифровой радиографии				

УДК 620.179.152:004.41

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1Б3А	Сиротьян Евгения Владимировна		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ведущий научный сотрудник РКНЛ РКД	Осипов С.П.	К.Т.Н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент	Грахова Е.А.			

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Анищенко Ю.В.	К.Т.Н.		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Зав. Кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
ФМПК	Суржиков А.П.	д.ф.-м.н.		

ПЛАНИРУЕМЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ОБУЧЕНИЯ ПО ООП

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)
	<i>Профессиональные компетенции</i>
P1	Применять современные базовые и специальные естественнонаучные, математические и инженерные знания для разработки, производства, отладки, настройки и аттестации средств приборостроения, с использованием существующих и новых технологий, и учитывать в своей деятельности экономические, экологические аспекты и вопросы энергосбережения
P2	Участвовать в технологической подготовке производства, подбирать и внедрять необходимые средства приборостроения в производство, предварительно оценив экономическую эффективность техпроцессов; принимать организационно-управленческие решения на основе экономического анализа
P3	Эксплуатировать и обслуживать современные средств измерения и контроля на производстве, обеспечивать поверку приборов и прочее метрологическое сопровождение всех процессов производства и эксплуатации средств измерения и контроля; осуществлять технический контроль производства, включая внедрение систем менеджмента качества
P4	Использовать творческий подход для разработки новых оригинальных идей проектирования и производства при решении конкретных задач приборостроительного производства, с использованием передовых технологий; критически оценивать полученные теоретические и экспериментальные данные и делать выводы; использовать основы изобретательства, правовые основы в области интеллектуальной собственности
P5	Планировать и проводить аналитические, имитационные и экспериментальные исследования по своему профилю с использованием новейших достижения науки и техники, передового отечественного и зарубежного опыта в области знаний, соответствующей выполняемой работе
P6	Использовать базовые знания в области проектного менеджмента и практики ведения бизнеса, в том числе менеджмента рисков и изменений, для ведения комплексной инженерной деятельности; уметь делать экономическую оценку разрабатываемым приборам, консультировать по вопросам проектирования конкурентоспособной продукции
	<i>Универсальные компетенции</i>
P7	Понимать необходимость и уметь самостоятельно учиться и повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности
P8	Эффективно работать индивидуально, в качестве члена команды по междисциплинарной тематике, а также руководить командой, демонстрировать ответственность за результаты работы
P9	Владеть иностранным языком на уровне, позволяющем работать в интернациональной среде, разрабатывать документацию, презентовать и защищать результаты инженерной деятельности
P10	Ориентироваться в вопросах безопасности и здравоохранения, юридических и исторических аспектах, а так же различных влияниях инженерных решений на социальную и окружающую среду
P11	Следовать кодексу профессиональной этики, ответственности и нормам инженерной деятельности

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт неразрушающего контроля
Направление подготовки 12.03.01 Приборостроение
Кафедра физических методов и приборов контроля качества

УТВЕРЖДАЮ:

Зав. кафедрой

(Подпись) (Дата) Суржиков А.П.
(Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

бакалаврской работы

Студенту:

Группа	ФИО
1Б3А	Сиротьян Евгении Владимировне

Тема работы:

Разработка программного симулятора комплекса цифровой радиографии	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	9729/С от 11.12.2016
Срок сдачи студентом выполненной работы:	7.06.2017

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе	<i>Объект исследования: системы цифровой радиографии. Предмет исследования: математические и имитационные модели систем цифровой радиографии. Цель исследований: разработать программный симулятор комплекса цифровой радиографии в системе MathCad.</i>
Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов	1. Разработать математическую модель для оценки прямых и косвенных характеристик систем цифровой радиографии. 2. Написать программу в системе MathCad для оценки прямых и косвенных параметров систем цифровой радиографии. 3. Разработать алгоритм симуляции изображений в системах цифровой радиографии. 4. Разработать программный симулятор в системе MathCad комплекса цифровой радиографии.
Перечень графического материала	1. Схемы 2. Изображения 3. Графики
Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы	
Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.	Грахова Елена Александровна
Социальная ответственность	Анищенко Юлия Владимировна

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	10.09.16
---	----------

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ведущий научный сотрудник РКНЛ РКД	Осипов С.П.	к.т.н.		10.09.2016

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1Б3А	Сиротьян Евгения Владимировна		10.09.2016

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА

«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»

Студенту:

Группа	ФИО
1Б3А	Сиротьян Евгении Владимировне

Институт	ИНК	Кафедра	ФМПК
Уровень образования	Бакалавриат	Направление/специальность	Приборостроение

Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих	При проведении исследования используется база лабораторий ЦОР. В исследовании задействованы 2 человека: студент-исполнитель и научный руководитель. Приблизительная сумма затрат на выполнение проекта составляет 200 тысяч рублей.
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	-Данная НИР новая, следовательно, нормы и нормативы расходования ресурсов отсутствуют -Минимальный размер оплаты труда (на 2017 год) составляет 7500 руб.
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования	-Согласно п.3 п.п.16 ст. 149 НК РФ данная НИР не подлежит налогообложению - Отчисления во внебюджетные фонды – 30 % от ФОТ

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения исследовательской работы	-Технико-экономическое обоснование НИР.
2. Планирование процесса управления НИР: структура и график проведения, бюджет, риски и организация закупок	-Планирование работ по научно-техническому исследованию;
3. Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования	- Оценка научно-технического уровня следования, - Оценка рисков

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. График проведения и бюджет НИР (график Ганта); 2. Оценка ресурсной и финансовой эффективности НИР;
--

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
--	--

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент кафедры менеджмента	Грахова Елена Александровна			

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1Б3А	Сиротьян Евгения Владимировна		

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА

«СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
1Б3А	Сиротьян Евгении Владимировне

Институт	ИНК	Кафедра	ФМПК
Уровень образования	Бакалавр	Направление/специальность	Приборостроение

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

<i>1. Характеристика объекта исследования (вещество, материал, прибор, алгоритм, методика, рабочая зона) и области его применения.</i>	<i>Целью ВКР является разработка программного симулятора комплекса цифровой радиографии. Объектом исследования является симулятор комплекса цифровой радиографии. В последнее время понятие цифровая радиография нашло широкое распространение при использовании радиационного контроля.</i>
--	--

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Производственная безопасность <i>1.1. Анализ вредных факторов, которые могут возникнуть в лаборатории при проведении исследований.</i> <i>1.2. Анализ выявленных опасных факторов при разработке и эксплуатации проектируемого решения</i>	<i>повышенная или пониженная температура воздуха рабочей зоны,</i> <i>повышенная или пониженная влажность воздуха</i> <i>повышенный уровень шума на рабочем месте</i> <i>отсутствие или недостаток естественного света,</i> <i>недостаточная освещенность рабочей зоны, повышенная яркость света</i> <i>поражение электрическим током</i> <i>повышенный уровень ионизирующего излучения</i>
2. Экологическая безопасность:	<i>анализ влияния процесса исследования на окружающую среду</i> <i>анализ влияния объекта исследования на окружающую среду</i>
3. Безопасность в чрезвычайных ситуациях:	– <i>перечень возможных ЧС при разработке и эксплуатации проектируемого решения;</i> – <i>выбор наиболее типичной ЧС – пожар;</i> – <i>разработка превентивных мер по предупреждению ЧС;</i> <i>разработка действий в результате возникшей ЧС и мер по ликвидации её последствий.</i>
4. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности:	<i>специальные (характерные при эксплуатации объекта исследования, проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства;</i>

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
---	--

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Анищенко Ю.В.	к.т.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1Б3А	Сиротьян Евгения Владимировна		

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт неразрушающего контроля
Направление подготовки 12.03.01 Приборостроение
Уровень образования бакалавриат
Кафедра физических методов и приборов контроля качества
Период выполнения осенний / весенний семестр 2016/2017 учебного года

Форма представления работы:

бакалаврская работа

КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН
выполнения выпускной квалификационной работы

Срок сдачи студентом выполненной работы:	5.06.2017
--	-----------

Дата Контроля	Название раздела / вид работы	Максимальный балл раздела
25.2.2017	Математическая модель оценки характеристик систем ЦР	20
15.4.2017	Алгоритм симуляции изображений в комплексах цифровой радиографии	20
23.5.2017	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.	20
29.5.2017	Социальная ответственность	20
29.5.2017	Заключение	20

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ведущий научный сотрудник	Осипов С.П.	к.т.н.		11.12.2016

СОГЛАСОВАНО:

Зав. Кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
ФМПК	Суржиков А.П.	д.ф.-м.н., профессор		

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 99 с., 8 рис., 22 табл., 55 источников, 1 приложение.

Ключевые слова: радиография, рентгеновское излучение, цифровая радиография, матричные детекторы, имитационное моделирование.

Объектом исследований являются системы цифровой радиографии.

Предмет исследований – математические и имитационные модели систем цифровой радиографии.

Цель работы – разработать программный симулятор комплекса цифровой радиографии в системе MathCad.

Разработана математическая модель систем цифровой радиографии, которая позволяет рассчитать и экспериментально оценить эффективность регистрации, кратность ослабления рентгеновского излучения объектом контроля, радиационную толщину объекта, уровни сигналов и шумов. Написана программа в системе MathCad для оценки прямых и косвенных параметров систем цифровой радиографии. Сопоставление результатов расчётов и экспериментов доказывают правильность предлагаемой методики расчёта и оценки основных параметров систем цифровой радиографии.

Разработан алгоритм и реализующая его программа симуляции изображений в системах цифровой радиографии.

Разработанные модели, алгоритмы и программы использовались для обоснования возможности проектирования систем цифровой радиографии для контроля турбин и сварных швов магистральных трубопроводов.

Область применения результатов исследований связана с оценкой возможности радиографического контроля объектов, которые ранее считались непригодными к контролю.

Экономическая эффективность применения результатов исследований обусловлена снижением коммерческих и имиджевых рисков при проектировании и изготовлении уникальных систем цифровой радиографии.

Оглавление

Введение.....	13
1 Обзор литературы	18
2 Математическая модель оценки характеристик систем цифровой радиографии	20
2.1 Связь параметров и характеристик систем цифровой радиографии	20
2.1.1 Формирование радиографических изображений (проекций).....	21
2.1.2 Интегральная эффективность регистрации	25
2.1.3 Кратность ослабления рентгеновского излучения	26
2.1.4 Радиационная толщина объекта контроля.....	27
2.1.5 Интегральный и дифференциальный массовые коэффициенты ослабления рентгеновского излучения	28
2.1.6 Относительный сигнал, вызванный перепадом толщин.....	30
2.1.7 Относительный уровень шумов.....	30
2.1.8 Отношение сигнал/шум.....	32
2.1.9 Оценка пространственного разрешения в цифровой радиографии	33
2.2 Пример расчёта косвенных и прямых характеристик ЦР.....	37
2.2.1 Пример расчёта косвенных параметров систем цифровой радиографии	38
2.2.2 Пример расчёта прямых характеристик систем цифровой радиографии	40
2.3 Особенности экспериментальной оценки характеристик систем цифровой радиографии.....	43
2.4 Заключение	45
3 Алгоритм симуляции изображений в комплексах цифровой радиографии	47
3.1 Исходные параметры системы цифровой радиографии	47
3.2 Конечные характеристики системы цифровой радиографии.....	49

3.3 Блок формирования предварительной информации по ослаблению гамма-излучения	49
3.4 Блок формирования аналоговых изображений объекта контроля.....	52
3.5 Блок оцифровки аналоговых радиографических изображений объекта контроля	54
3.6 Зашумление радиографических изображений	54
3.7 Предварительная обработка первичных цифровых радиографических изображений	57
3.8 Визуализация изображений	57
3.9 Пример имитационного моделирования	58
4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	65
4.1 Технико-экономическое обоснование НИР	65
4.2 Планирование работ по научно-техническому исследованию	66
4.2.1 Определение трудоемкости этапов НИР	67
4.2.2 Разработка графика проведения научного исследования	68
4.2.3 Расчет бюджета затрат на НИР	71
4.2.4 Основная заработная плата исполнителей темы	73
4.3 Оценка целесообразности исследования	75
4.3.1 Оценка научно-технического уровня следования	75
4.3.2 Оценка возможных рисков.....	76
5 Социальная ответственность	78
5.1 Производственная безопасность	78
5.1.1 Анализ вредных факторов, которые могут возникнуть в лаборатории при проведении исследований.....	78
5.1.2 Микроклимат лаборатории	79
5.1.3 Повышенный уровень шумов	79
5.1.4 Недостаточная освещенность	79

5.1.5 Повышенный уровень ионизирующего излучения	80
5.1.6 Электрический ток	81
5.2 Экологическая безопасность.....	82
5.2.1 Анализ влияния процесса исследования на окружающую среду.	82
5.2.2 Анализ влияния объекта исследования на окружающую среду.	82
5.3 Безопасность в чрезвычайных ситуациях.....	82
5.4 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности.	84
5.4.1 Специальные (характерные для проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства.	84
5.4.2 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны.	84
Заключение	86
Список использованных источников	87
Приложение	93

Введение

В настоящее время различные реализации метода цифровой радиографии (ЦР) широко используются в различных отраслях промышленности. К таким отраслям, прежде всего, следует отнести: авиа- и ракетостроение; атомную и электроэнергетику; железнодорожный и трубопроводный транспорт; машиностроение и строительство. Ещё одна группа направлений применения систем ЦР связана с: досмотровым контролем; с обеспечением безопасности пассажирских и грузовых перевозок; с ограничением распространения наркотиков, оружия, в том числе массового поражения, и т.п. Следует отметить, что расширение приложений ЦР происходит не только по отраслям промышленности, строительства и транспорта, но и по номенклатуре изделий.

Наблюдающееся в последнее десятилетие расширение производства систем ЦР связано не только с ростом потребительских интересов, которые обусловлены желанием снижения коммерческих, экологических, имиджевых и прочих рисков, но и с появлением на глобальном рынке новых поколений источников и регистраторов (детекторов) рентгеновского излучения, отличающихся улучшенными потребительскими характеристиками. Необходимо учесть и заметный прогресс в улучшении параметров механизмов привода, вычислительной техники, специализированного программного обеспечения.

Среди источников рентгеновского излучения можно выделить современные высокоинтенсивные рентгеновские аппараты прямого действия с малым размером излучающей поверхности (фокусного пятна). Упомянутый размер фокусного пятна снизился с миллиметров до микрометров, и наблюдается тенденция к ещё большему его уменьшению. Это расширяет области применения цифровой радиографии и компьютерной томографии. Заметным явлением среди источников высокоэнергетического рентгеновского

излучения являются новейшие образцы малогабаритных импульсных бетатронов, которые производятся в Томском политехническом университете.

Развитие детекторной техники происходит одновременно по нескольким направлениям. Среди таких направлений, прежде всего, выделяется миниатюризация элементарных радиационно-чувствительных объёмов. Здесь определение «элементарный» соотносится с формированием единичного пикселя радиографического изображения. В последние десятилетия самым распространённым режимом регистрации гамма- и рентгеновского излучения являлся интегральный режим. В настоящее время наблюдается тенденция, которая свидетельствует об отказе в превалировании интегрального режима регистрации. Появились малогабаритные регистраторы рентгеновского излучения, работающие в режимах счёта и спектрометрии. Здесь понятие «регистратора рентгеновского излучения» (РРИ) используется намеренно, так как современные РРИ являются многоканальными системами формирования радиографической информации. Длительный поиск производителей сенсоров, связанный с поиском новых радиационно-чувствительных материалов высокой плотности и с большим значением эффективного атомного номера, увенчался успехом. Это отчасти снизило проблему уменьшения эффективности регистрации радиометрических детекторов с уменьшением их размеров. Выделяют две группы РРИ линейные и матричные. Впрочем, разумно считать линейный детектор одномерной матрицей. Большой интерес привлекает классификация РРИ по степени взаимного радиационного и светового влияния сигналов с РРИ. Отметим, что в основном используются РРИ двух типов – РРИ прямого преобразования и комбинированные регистраторы. В радиационно-чувствительных объёмах РРИ прямого преобразования поглощённая энергия рентгеновского излучения трансформируется в электрическую энергию, в комбинированных регистраторах этот процесс состоит из двух стадий – превращение поглощённой энергии в световую энергию сцинтиллятором и трансформация энергии светового излучения в электрическую энергию фотоприёмником. Комбинированные регистраторы, как правило, обладают

лучшими радиографическими характеристиками, чем РРИ прямого преобразования. На рынке имеются регистраторы, отличающиеся степенью взаимного радиационного и светового влияния сигналов. Далее будем вести речь исключительно о комбинированных регистраторах. В панельных детекторах наблюдается максимальная степень радиационного и оптического влияния элементарных радиационно-чувствительных объёмов друг на друга. Это приводит к снижению контраста и пространственного разрешения, которые являются основными характеристиками систем цифровой радиографии. Определение «линейный» применительно к детектору (регистратору) в настоящее время не является свидетельством обособленности элементарных радиационно-чувствительных объёмов. Чувствительный объём многих линейных РРИ представляет собой реже полосу монокристалла, чаще – поликристаллическую полосу. Уместно к упомянутым детекторам (регистраторы) применять определение «полосковый». Существующие матричные регистраторы с игольчатыми сцинтилляторами имеют наименьшую степень взаимного оптического влияния каналов друг на друга, но, как правило, заметное радиационное влияние. Снижение радиационного влияния достигается введением ослабляющих перегородок между элементарными радиационно-чувствительными объёмами. Но указанный подход приводит к появлению «мёртвых» зон, которые, впрочем, легко устраняются должной организацией сканирования. Здесь под сканированием понимается перемещения системы источник – регистратор относительно объекта контроля.

Из сказанного выше вытекает необходимость оценки прямых и косвенных характеристик систем ЦР с целью рационального выбора источника рентгеновского излучения и системы детектирования применительно к контролю объекта заказчика. Процедура оценки осуществляется на стадии предварительных исследований, и результаты её проверяются на аналогичном оборудовании. Для лучшей иллюстрации и демонстрации ожидаемых возможностей проектируемой системы ЦР необходимым также является симуляция (имитация) системы с получением виртуальных радиографических

изображений. Традиционно симуляция процессов испускания, взаимодействия с материалом ОК и регистрации осуществляется методом Монте-Карло. Отсюда следует безусловная актуальность темы выпускной квалификационной работы.

Объект исследований – системы цифровой радиографии.

Предмет исследований – математические и имитационные модели систем цифровой радиографии.

Цель исследований – разработать программный симулятор комплекса цифровой радиографии в системе MathCad.

Для достижения поставленной цели предполагается решение следующих задач:

- Разработать математическую модель для оценки прямых и косвенных характеристик систем цифровой радиографии.

- Написать программу в системе MathCad для оценки прямых и косвенных параметров систем цифровой радиографии.

- Разработать алгоритм симуляции изображений в системах цифровой радиографии.

- Разработать программный симулятор в системе MathCad комплекса цифровой радиографии.

Методы исследования. Для решения поставленных задач использовались методы системного анализа, математического и имитационного моделирования, статистической обработки результатов экспериментальных исследований.

Научная новизна:

- Разработана математическая модель для оценки прямых и косвенных характеристик систем цифровой радиографии.

- Написана программа в системе MathCad для оценки прямых и косвенных параметров систем цифровой радиографии.

- Разработан алгоритм симуляции изображений в системах цифровой радиографии.

– Написана в системе MathCad программа-симулятор комплекса цифровой радиографии.

Практическая значимость работы связана с использованием результатов проведённых исследований на предварительной стадии проектирования систем ЦР с целью: научного обоснования принципиальной возможности реализации технического задания на проектирование; рационального выбора источника излучения и системы детектирования.

Реализация результатов работы. Результаты выполненных исследований реализованы в расчётной модели программе оценки основных и косвенных характеристик систем ЦР, а также в алгоритме имитации систем ЦР и реализующей его программе - симуляторе. Разработанные алгоритмы и программы прошли практическую апробацию на стадии обоснования допустимости выбора составляющих систем ЦР для контроля двух классов объектов ответственного назначения.

Апробация работы. Основные положения выпускной квалификационной работы обсуждались на отчетах по НИР кафедры ФМПК в 2016 – 2017 годах.

На защиту выносятся:

- Математическая модель для оценки прямых и косвенных характеристик систем цифровой радиографии.
- Программа для оценки прямых и косвенных параметров систем цифровой радиографии.
- Алгоритм симуляции изображений в системах цифровой радиографии.
- Программа-симулятор комплекса цифровой радиографии.

1 Обзор литературы

В последние десятилетия произошли поистине революционные изменения в приборостроении, связанном с неразрушающим контролем природной среды, веществ, материалов и изделий. Указанные изменения коснулись и различных реализаций цифровой радиографии (ЦР) и компьютерной томографии (КТ) [1–5]. Подробный обзор, касающийся современного состояния и перспектив развития систем цифровой радиографии для дефектоскопии, диагностики и досмотрового контроля объектов приведён в работе [6]. Аналогичная по объёму статья [7] посвящена различным аспектам рентгеновской вычислительной томографии, в указанной работе формулируются основные направления совершенствования систем КТ. Особенности применения систем ЦР в досмотровом контроле рассмотрены в кратком обзоре [8].

Возможности дальнейшего развития методов и средств ЦР и КТ связаны с совершенствованием регистраторов и источников рентгеновского излучения [9–14]. Современные регистраторы (детекторы) рентгеновского излучения всех энергетических диапазонов имеют собственное высокое пространственное разрешение, которое уже достигло уровня единиц нанометров. При детектировании рентгеновского излучения применяются следующие основные режимы регистрации: интегральный; счётный; спектрометрический. Детекторы, работающие в режиме счёта частиц и спектрометрическом режиме, отличаются высоким временным разрешением (низким уровнем «мёртвого времени»), что позволяет им работать в высокоинтенсивных пучках рентгеновского излучения. Одно из направлений совершенствования детекторов рентгеновского излучения связано с миниатюризацией элементарных радиационно-чувствительных объёмов, в том числе уменьшаются размеры этих объёмов и в направлении распространения рентгеновского излучения. В результате этого современные регистраторы рентгеновского излучения приблизились по пространственному

разрешению к классической радиографии [15–17]. Однако у этого, безусловно, положительного момента имеется резко отрицательная сторона. Такие РРИ приблизились и по эффективности регистрации к классической радиографии. Единственное оставшееся значительное преимущество систем ЦР перед классической радиографией связано с устранением многоэтапности процесса формирования изображений. Естественно, что для систем ЦР обобщённые приведённые временные затраты на получение радиографических изображений меньше. Результаты последних экспериментов, проведённые магистрантом кафедры ФМПК Журавским Е.Е., показали, что в ряде случаев необходимое время экспозиции для радиографической кассеты и цифровых РРИ оказалось близким, причём преимущество по времени экспозиции и пространственному разрешению осталось за радиографической плёнкой. Это подчёркивает, что дальнейшее уменьшение толщины радиационно-чувствительных слоёв регистраторов рентгеновского излучения для повышения пространственного разрешения систем ЦР нецелесообразно.

Высокая разрешающая способность и производительность систем ЦР и КТ обеспечивается источниками рентгеновского излучения [18–20], отличающимся от большинства своих предшественников увеличенной мощностью излучения и меньшим размером излучающей поверхности.

Проектирование систем ЦР основано на рациональном подборе их основных составляющих (источника и регистратора рентгеновского излучения, системы перемещения объекта контроля) из тех, что имеются на рынке. Вопросы корректной оценки характеристик систем цифровой радиографии с учётом размеров и материалов объекта контроля (ОК), особенностей источников и регистраторов рентгеновского излучения не в полной мере освещены в научной литературе.

Из вышесказанного следует необходимость разработки математической модели, алгоритма и программы для оценки характеристик систем ЦР и алгоритма и программы-симулятора имитации изображений.

2 Математическая модель оценки характеристик систем цифровой радиографии

2.1 Связь параметров и характеристик систем цифровой радиографии

Существует значительное число подходов к формированию цифровых радиографических изображений в системах ЦР или проекций в системах КТ. Эти подходы связаны с используемыми регистраторами рентгеновского излучения. В работе [21] приведены критерии сравнения различных модификаций ЦР. Наибольшее распространение получили регистраторы, использующие комбинированную схему регистрации излучения. В первой составляющей РРИ, называемой первичным преобразователем (ПП), поглощённая энергия рентгеновского излучения трансформируется в световую энергию, а во второй составляющей регистратора (фотопреобразователе) световая энергия преобразуется в электрический ток. Электрический сигнал с фотопреобразователя (ФП) 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 (элементарным) чувствительным объемом. Выше подчёркнуто, что 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 с монокристаллами значительной толщины. 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 об особой значимости предельного случая, в котором сцинтилляционный (поликристаллический) экран в форме плоскопараллельной пластины толщиной h имеет значительные поперечных размеров. Отметим, что в качестве сцинтилляторов в настоящее время преимущественно применяют CsI, CdWO_4 , Gd_2SO_2 . Причиной такого выбора является их высокая плотность и достаточно высокий эффективный атомный номер. Сцинтилляторы используются либо в виде монокристаллов, либо в виде поликристаллов.

Остановимся подробнее на формировании радиографических изображений (проекций), в основном придерживаясь подхода, изложенного в работе [22].

2.1.1 Формирование радиографических изображений (проекций)

На выходе регистратора рентгеновского излучения формируется совокупность аналоговых сигналов. С единичным аналоговым сигналом ассоциируется единичный эффективный чувствительный объём сцинтилляционного детектора площадью s в мм^2 . Площадь исчисляется в направлении, перпендикулярном направлению распространения нерассеянных фотонов. Не теряя общности можно рассматривать чувствительный объём регистратора в виде цилиндра 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

$$I(E_0, Z, \rho H, h) = t \left(N_0 s \int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE + n \right), \quad (2.1)$$

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 (МКО); n – эквивалента темнового сигнала в элементарном аналоговом сигнале. Здесь определение «элементарный» означает отнесение сигнала к пикселю.

Зависимости $E_{ab}(E, r, h)$ могут быть определены методами натурного или вычислительного эксперимента. Значительные материальные затраты на экспериментальные исследования делают применение метода Монте-Карло для анализа указанной многопараметрической зависимости безальтернативным [23]. Ниже будет рассмотрен случай регистраторов, чувствительные объёмы которых имеют наиболее значимую оптическую и радиационную связь друг другом. К таким регистраторам относятся панельные регистраторы.

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

$$Q = \frac{I_d(E_0, Z, 0, h)}{C(2^l - 1)}, \quad (2.2)$$

здесь C , $C < 1$ – коэффициент уменьшения диапазона изменения цифровых сигналов. Коэффициент C вводится для устранения возможности переполнения, то есть превышения значения оцифрованного сигнала уровня L . На практике применяют $L = 0,8 \dots 0,9$.

Конечное выражение для вычисления цифрового сигнала $I_d(E_0, Z, \rho H, h)$ имеет следующий вид

$$I_d(E_0, Z, \rho H, h) = \text{int} \left(\frac{t \left(N_0 S \int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE + n \right)}{Q} \right), \quad (2.3)$$

здесь int – целая часть числа.

Для применения выражения (2.3) на практике необходимо сделать ряд пояснений. Спектр рентгеновского излучения можно описать формулами из работ [24, 25], справедливыми не только для высокоэнергетических источников рентгеновского излучения, но и в диапазоне максимальных энергий от 100 до 900 кэВ. Целью данной статьи является получение оценочных значений характеристик систем ЦР, поэтому для расчёта нормированного энергетического спектра рентгеновского излучения $f(E, E_0)$ воспользуемся простейшим выражением, учитывающим предварительную фильтрацию фотонов,

$$f(E, E_0) = \frac{(E_0 - E) e^{-\mu_f(E) h_f}}{\int_0^{E_0} (E_0 - E) e^{-\mu_f(E) h_f} dE}, \quad (2.4)$$

здесь $\mu_f(E)$ – энергетическая зависимость линейного коэффициента ослабления (ЛКО) излучения для материала предварительного фильтра; h_f – толщина предварительного фильтра. Выражение (2.4) близко к классам аппроксимаций из [24, 25].

Энергетическая зависимость эффективности регистрации имеет вид

$$\varepsilon(E, h) = 1 - e^{-\mu(E) h}, \quad (2.5)$$

где $\mu(E)$ – энергетическая зависимость ЛКО излучения для материала первичного преобразователя рентгеновского излучения.

Линейные и массовые коэффициенты ослабления фотонного излучения вычисляются на основе баз данных по взаимодействию гамма-излучения с веществом [26].

Оценка сверху зависимости $E_{ab}(E, h)$ может быть осуществлена с помощью аппроксимации, аналогичной приведённой в [23],

$$\overline{E_+}(E, h) = \overline{E_{\min}}(E) + (E - \overline{E_{\min}}(E))(1 - e^{-t\mu(E)h}). \quad (2.6)$$

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

$$\begin{aligned} \overline{E_{\min}}(E) = & E \frac{\mu_{foto}}{\mu} + (E - 1,02) \frac{\mu_{par}}{\mu} + \pi r_0^2 N_e \frac{0,511}{\mu} \times \\ & \times \left[\frac{-20\alpha^4 + 102\alpha^3 + 186\alpha^2 + 102\alpha + 18}{3\alpha(1+2\alpha)^3} - \frac{2\alpha + 3 - \alpha^2}{\alpha^2} \ln(1+2\alpha) \right]. \end{aligned} \quad (2.7)$$

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 [27] 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 (2.6) 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.

На практике используют прямые и косвенные характеристики систем ЦР и РВТ [28, 29]. 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 ЦР и РВТ, 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.

2.1.2 Интегральная эффективность регистрации

Одной из основных характеристик регистратора рентгеновского излучения является интегральная (приборная) эффективность регистрации. По сути дела, эффективность регистрации равна коэффициенту полезного использования исходного рентгеновского излучения. Исходя из классического определения эффективности регистрации, применительно к рассматриваемому случаю под интегральной эффективностью регистрации ε_{int} можно понимать отношение

$$\varepsilon_{int}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} dE}. \quad (2.8)$$

Выражение (2.8) 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

$$\tilde{\varepsilon}_{int}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}{I_d(E_0, Z, \rho H, \infty) - I_d(E_0, Z, \infty, \infty)}. \quad (2.9)$$

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 (2.9) возможна в случае сравнения испытуемого регистратора с детектором полного поглощения. Это означает, что процедура оценки приборной эффективности регистрации является затратной по ресурсам. Упомянутое сравнение сложно осуществить для высокоэнергетического рентгеновского излучения ($E_0 > 450$ кэВ).

Выражения (2.3)–(2.8) позволяют оценить ожидаемую интегральную эффективность регистрации рентгеновского излучения и степень влияния на неё всех указанных выше параметров излучения и регистратора.

2.1.3 Кратность ослабления рентгеновского излучения

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

$$M(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}. \quad (2.10)$$

Ожидаемая кратность ослабления вычисляется с помощью выражения (2.10) с привлечением необходимых энергетических зависимостей, описанных выше.

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

$$\tilde{M}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{I_d(E_0, Z, 0, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}. \quad (2.11)$$

Заметим, что наряду с термином кратность ослабления используется термин радиационная прозрачность ОК.

2.1.4 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 формально является безразмерной единицей, но на практике измеряется в длинах свободного пробега (д.с.п.).

Аналитическое выражение для оценки радиационной толщины $Y(E_0, Z, \rho H, h)$ имеет вид

$$Y(E_0, Z, \rho H, h) = -\ln \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) \varepsilon(E, h) dE}. \quad (2.12)$$

Обработка экспериментальных данных производится по формуле

$$\tilde{Y}(E_0, Z, \rho H, h) = -\ln \frac{I_d(E_0, Z, \rho H, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}{I_d(E_0, Z, 0, h) - I_d(E_0, Z, \infty, h)}. \quad (2.13)$$

Из сопоставления формул (2.10) и (2.12) выводится выражение связи радиационной толщины ОК $Y(E_0, Z, \rho H, h)$ и кратности ослабления $M(E_0, Z, \rho H, h)$.

$$Y(E_0, Z, \rho H, h) = \ln M(E_0, Z, \rho H, h). \quad (2.14)$$

Выражение (2.14) используется и для экспериментальной оценки радиационной толщины объекта контроля $\tilde{Y}(E_0, Z, \rho H, h)$, для этого в выражение (2.14) подставляется значение кратности ослабления $\tilde{M}(E_0, Z, \rho H, h)$, измеренное экспериментально.

2.1.5 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 [30–32]. 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

$$m_{int}(E_0, Z, \rho H, h) = -\frac{1}{\rho H} \ln \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) \varepsilon(E, h) dE} \quad (2.15.1)$$

$$m_{diff}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\int_0^{E_0} m(E, Z) E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}. \quad (2.15.2)$$

Отметим, что существует связь приборных интегральных m_{int} и дифференциальных m_{diff} массовых коэффициентов ослабления рентгеновского

излучения, которая выглядит аналогично соответствующим линейным коэффициентам ослабления [30]

$$m_{diff}(E_0, Z, \rho H, h) = m_{int}(E_0, Z, \rho H, h) + \rho H \frac{\partial m_{int}(E_0, Z, \rho H, h)}{\partial(\rho H)} \quad (2.16)$$

Наличие аналитической связи (2.13) между m_{int} и m_{diff} свидетельствует о принципиальной достаточности на практике одной из характеристик.

Из анализа выражений (2.10) и (2.12) можно предложить формулы связи кратности ослабления M и интегральных и дифференциальных коэффициентов ослабления рентгеновского излучения

$$m_{int}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{1}{\rho H} \ln M(E_0, Z, \rho H, h), \quad (2.17.1)$$

$$m_{diff}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\frac{\partial M(E_0, Z, \rho H, h)}{\partial(\rho H)}}{M(E_0, Z, \rho H, h)} \quad (2.17.2)$$

Выражение из (2.17.2) 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 ступени.

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

$$m_{int}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{Y(E_0, Z, \rho H, h)}{\rho H}, \quad (2.18.1)$$

$$m_{diff}(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\partial Y(E_0, Z, \rho H, h)}{\partial(\rho H)}. \quad (2.18.2)$$

Из совместного анализа выражений (2.17), (2.18) следует, что экспериментальные оценки $\tilde{m}_{int}(E_0, Z, \rho H, h)$, $\tilde{m}_{diff}(E_0, Z, \rho H, h)$ 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 ОК.

2.1.6 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

$$D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta_{\rho H}) = \frac{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \left(e^{m(E, Z) \Delta_{\rho H}} - 1 \right) \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}. \quad (2.19)$$

Для малых значений Δ выражение (2.19) примет вид

$$D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta_{\rho H}) \approx \Delta_{\rho H} \frac{\int_0^{E_0} m(E, Z) E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} E_{ab}(E, r, h) f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}. \quad (2.20)$$

Учёт формулы (2.15.2) в выражении (2.20) приводит к следующей ожидаемой записи

$$D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta_{\rho H}) \approx m_{diff}(E_0, Z, \rho H, h) \Delta_{\rho H}. \quad (2.21)$$

Запись является ожидаемой, потому что для моноэнергетического источника гамма-излучения выражение (2.21) совпадает с определением радиационного контраста.

Для экспериментальной оценки сигнала $\tilde{D}(E_0, Z, \rho H, h, \Delta_{\rho H})$ можно рекомендовать способ, основанный на выражении (2.21). Рекомендуемый способ сводится к умножению экспериментальной оценки $\tilde{m}_{diff}(E_0, Z, \rho H, h)$ на перепад толщины Δ .

2.1.7 Относительный уровень шумов

Наиболее популярным режимом регистрации рентгеновского излучения является интегральный режим. Для интегрального режима регистрации относительный уровень шумов δN вычисляется по формуле

$$\delta I(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\eta(E_0, Z, \rho H, h)}{\sqrt{N(E_0, Z, \rho H, h)}}, \quad (2.22)$$

здесь $N(E_0, Z, \rho H, h)$ – число фотонов, зарегистрированных детектором; $\eta(E_0, Z, \rho H, h)$ – коэффициент накопления флуктуаций [23].

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 [22]

$$N(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{C_N P_{0\max} W(E_0, E_{\max}) st}{F^2} \frac{\int_0^{E_0} f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} E f(E, E_0) \mu_{ab\ air}(E) dE}. \quad (2.23)$$

В выражениях (2.23) $W(E_0, E_{\max})$ – зависимость характеристики источника рентгеновского излучения P_0 от текущего значения максимальной энергии E_0 ; $\mu_{ab\ air}(E)$ – энергетическая зависимость линейного коэффициента поглощения фотонного излучения в воздухе; C_N – коэффициент перевода характеристики источника рентгеновского излучения к размерности МэВ/(с·мм²). Выражение (23) позволяет производить необходимые расчёты для источника рентгеновского излучения с регулируемой максимальной энергией.

Квадрат коэффициента накопления флуктуаций рентгеновского излучения равен [23] отношению среднего значения квадрата поглощённой энергии зарегистрированного кванта $\overline{E^2(E_0, Z, \rho H, h)}$ к квадрату среднего значения квадрата поглощённой энергии $\overline{E(E_0, Z, \rho H, h)}^2$

$$\eta^2(E_0, Z, \rho H, h) = \frac{\overline{E^2(E_0, Z, \rho H, h)}}{\overline{E(E_0, Z, \rho H, h)}^2}. \quad (2.24)$$

Выражения для вычисления $\overline{E(E_0, Z, \rho H, h)}$ и $\overline{E^2(E_0, Z, \rho H, h)}$ записываются аналогично [23]

$$\overline{E(E_0, Z, \rho H, h)} = \frac{\int_0^{E_0} \overline{E_{ab}(E, h)} f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}, \quad (2.25)$$

$$\overline{E^2(E_0, Z, \rho H, h)} = \frac{\int_0^{E_0} \overline{E_{ab}^2(E, h)} f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}{\int_0^{E_0} f(E, E_0) e^{-m(E, Z) \rho H} \varepsilon(E, h) dE}. \quad (2.26)$$

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

2.1.8 Отношение сигнал/шум

Одной из важнейших характеристик в радиометрии, классической и цифровой радиографии является отношение сигнал/шум. Особенно важно это отношение при поисках дефектов, то есть в дефектоскопии. Указанное отношение сопоставляется с вероятностью обнаружения сигнала (отклонения) на фоне помех. Отношение сигнал шум $SNR = D/\delta$ вычисляется в соответствии с определением

$$SNR = \frac{D(E_0, Z, \rho H, h, \Delta_{\rho H})}{\delta I(E_0, Z, \rho H, h)} \approx \frac{m_{diff}(E_0, Z, \rho H, h) \Delta_{\rho H} \sqrt{N(E_0, Z, \rho H, h)}}{\eta(E_0, Z, \rho H, h)}. \quad (2.27)$$

Выражение (2.27) и формулы (2.6), (2.15), (2.23), (2.26) 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, визуально выглядит как статистический шум и практически не устраняется при калибровке и существенно влияет на характеристики систем ЦР и РВТ.

Экспериментально оценить степень указанного влияния достаточно сложно. Расчётным путём указанная зависимость исследуется методом вариации разрядности АЦП.

2.1.9 Оценка пространственного разрешения в цифровой радиографии

Под пространственным разрешением систем ЦР и КТ понимается способность различать мелкие близкорасположенные объекты [33]. Оценка пространственного разрешения систем ЦР является одной из наиболее сложных задач. Одним из подходов к решению указанной задачи является предварительное построение функции рассеяния точки (ФРТ) [34] с последующей оценкой геометрического разрешения r_g . Под ФРТ будем понимать распределение яркости изображения для моно-направленного точечного источника при перпендикулярном падении излучения на фронтальную поверхность регистратора. Оценка r_g находится в результате анализа суммы ФРТ для двух близкорасположенных излучающих точек. Под геометрическим разрешением r_g будем понимать минимальное расстояние между центрами изображений излучающих точек, при их надёжном разделении по радиографическому изображению ОК.

Рассмотрим наиболее важный вариант вычисления ФРТ. Геометрическое разрешение систем ЦР зависит от степени обособленности чувствительных объёмов регистраторов, отвечающих за формирование одной точки изображения. Существенно влияют на величину геометрического разрешения и размеры фотоприёмников. Выше сказано, что обособленность рассматривается по световому или (и) ионизирующему излучению. Чувствительные объёмы панельных регистраторов не обособлены друг от друга по световому и ионизирующему излучению [35]. На рисунке 2.1.a приведена типичная схема панельного регистратора, состоящего из монокристаллического или поликристаллического экрана – 1, переходного слоя – 2 и матрицы фотоприёмников – 3.

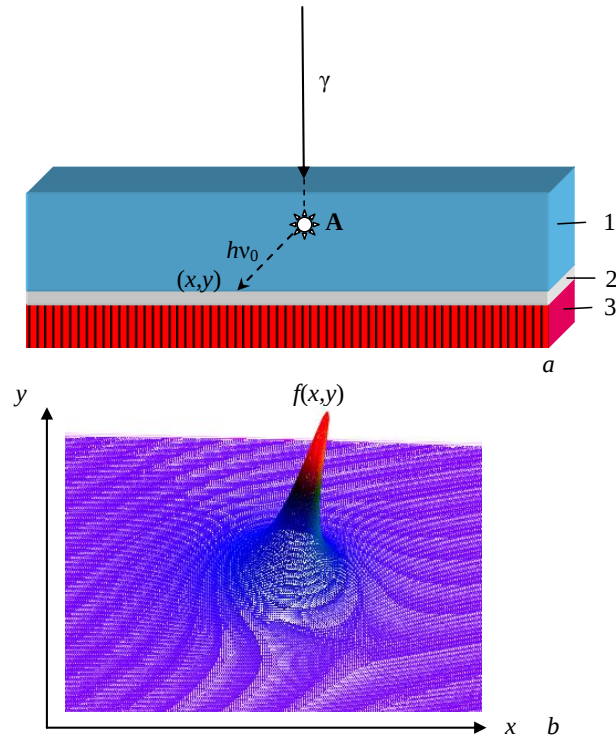


Рисунок 2.1 – Структура панельного регистратора – *a*, типичная функция рассеяния – *b*

Формула для оценки двумерной ФРТ $f(x, y)$, нормированной на максимум, для точек (x, y) , удалённых от периферии ПП, имеет вид

$$f(x, y) = \frac{\int_0^h \int_0^{2\pi R_e(\bar{E})} \int_0^{\bar{E}} \frac{\mu(\bar{E})\mu_e(\bar{E})\bar{E} e^{-\mu(\bar{E})l - \mu_e(\bar{E})r - \lambda\sqrt{(h-l)^2 + (x-r\cos\varphi)^2 + (y-r\sin\varphi)^2}}}{(h + \Delta - l)^2 + (x - r\cos\varphi)^2 + (y - r\sin\varphi)^2} dr d\varphi dl}{\int_0^h \int_0^{2\pi R_e(\bar{E})} \int_0^{\bar{E}} \frac{\mu(\bar{E})\mu_e(\bar{E})\bar{E} e^{-\mu(\bar{E})l - \mu_e(\bar{E})r - \lambda\sqrt{(h-l)^2 + r^2\cos^2\varphi + r^2\sin^2\varphi}}}{(h + \Delta - l)^2 + r^2\cos^2\varphi + r^2\sin^2\varphi} dr d\varphi dl}, \quad (2.28)$$

здесь (r, φ) – координаты точки, излучающей свет, в цилиндрической системе координат, связанной с линией распространения первичного рентгеновского излучения; $R_e(\bar{E})$ – пробег электронов с энергией $\bar{E} = \bar{E}(E_0, Z, \rho H, h)$; $\mu_e(\bar{E})$ – линейный коэффициент ослабления электронного излучения. Связь $\bar{E}$ с энергией E_0 , параметрами объекта контроля и сцинтиллятора описывается формулой (2.25).

В первом приближении можно считать закон ослабления электронного излучения экспоненциальным. ЛКО электронного излучения $\mu_e(\bar{E})$ оценивается с помощью выражения [36]

$$\mu_e(\bar{E}) \approx 15,2 \frac{Z_{sc}}{A_{sc}} \bar{E}^{-1,485} \rho_{sc}, \quad (2.29)$$

здесь ρ_{sc} , Z_{sc} , A_{sc} – плотность, эффективный атомный номер и молярная масса материала чувствительного объема регистратора рентгеновского излучения.

Расчёты в этом пункте проводились для панели из CdWO_4 толщиной 0,304 мм, $E_0=250$ кэВ. На рисунке 2.1.b приведён качественный вид ФРТ.

Функция $f(x, y)$ является симметричной и одномодальной, поэтому в качестве ФРТ разумно использовать одномерную функцию – $f^*(x)=f(x, y)$. Поясним геометрическую интерпретацию разрешения. Для этого рассмотрим функцию $g(x, c)= f^*(x)+ f^*(x+c)$, здесь c – расстояние между двумя излучающими точками. При возрастании параметра c функция $g(x, c)$ из унимодальной функции превращается в бимодальную функцию. На рисунке 2.2.a проиллюстрировано изменение функции $g(x, c)$ при вариации параметра c от r_0 до $5 r_0$. Здесь r_0 – полуширина ФРТ на полувысоте. Для надёжного различения излучающих точек на практике задают некоторое значение уровня локального минимума функции $g(x, c)$ относительно максимумов, например, 70 %. Для этого уровня и результатов расчёта, приведённых на рисунке 2.2, практическое разрешение близко к $2r_0$.

Наличие шумов существенно осложняет оценку разрешения. Это подтверждают приведенные на рисунке 2.2.b зависимости $g(x, c)$ с равномерно распределенным аддитивным шумом на уровне 5 % от максимальной амплитуды.

Одномерная функция ФРТ $f^*(x)$ представляет собой распределение яркости оптического излучения на задней части радиационно-оптического преобразователя при его облучении точечным моно-направленным рентгеновским излучением. Использование одномерной ФРТ $f^*(x)$ позволяет оценить предельное значения собственного геометрического разрешения r_{g0} для точечных ФП.

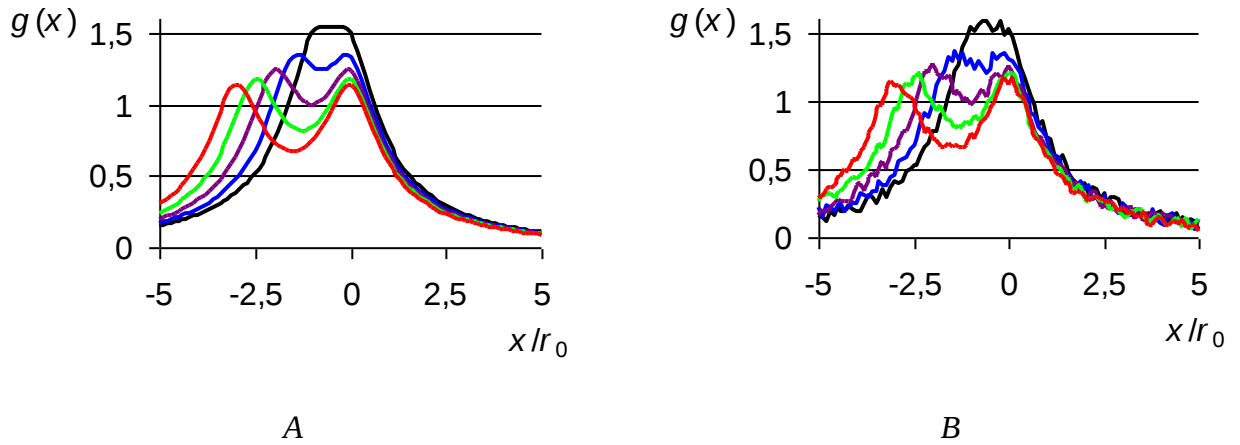


Рисунок 2.2 – $g(x, c) = f^*(x) + f^*(x+c)$, a – без шума; b – с шумом:
 — $c/r_0=1$; — $c/r_0=1,5$; — $c/r_0=2$; — $c/r_0=2,5$; — $c/r_0=3$

Более точная и корректная оценка r_{g0} достижима либо экспериментальным путём, либо методом Монте-Карло. Причём в экспериментальном подходе поперечный размер ФП должен быть существенно меньше ожидаемого значения пространственного разрешения.

Продemonстрируем подход, позволяющий оценить геометрическое разрешение с учётом поперечного размера ФП a . Пусть имеются два узконаправленных источника рентгеновского излучения, излучающие точки имеют координаты x_0 и x_1 , координата y одинакова для обоих источников. В этом случае соответствующие сигналы с i -ых фотодетекторов образуют двухпараметрическую дискретную функцию $g^*(i, x_0, x_1)$

$$g^*(i, x_0, x_1) = \int_{a_i}^{a(i+1)} (f^*(z - x_0) + f^*(z - x_1)) dz. \quad (2.30)$$

Излучающие точки в ЦР достоверно разделяются, если $g^*(i, x_0, x_1)$ имеет два выраженных локальных максимума, соответствующих точкам с координатами x_0 и x_1 , и выраженный минимум между этими максимумами. Минимальное значение модуля разности $|x_0 - x_1|$ в случае разделения точек и есть искомое разрешение. Специфика рассматриваемой задачи связана с расположением изображения излучающей точки относительно физической границы пикселя. При попадании изображения излучающей точки на границу

пикселя будет наблюдаться приблизительное равенство сигналов в соседних ФП. Следовательно, при расстоянии между центрами изображений излучающих точек равным или меньшим $2a$, при условии попадания центра изображения одной из точек на границу пикселя, излучающие точки не разделяются. Иллюстрирующий пример для $a=200$ мкм и отношения локального минимума функции $g^*(i, x_0, x_1)$ к максимуму, равному 0,7, приведён на рисунке 2.3.

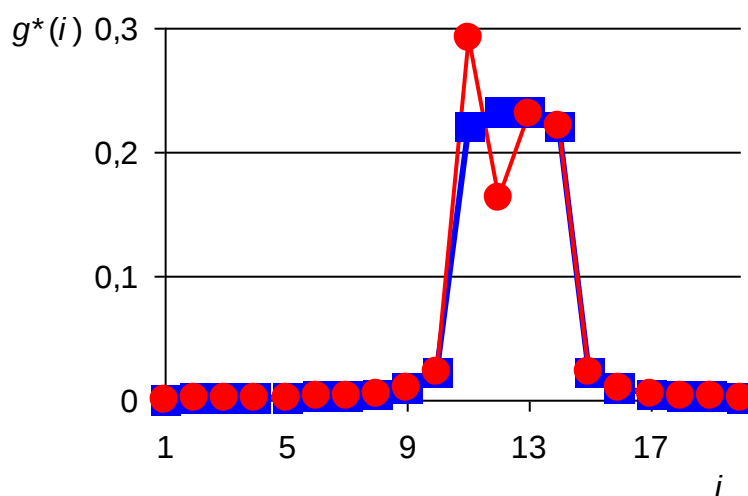


Рисунок 2.3 – Дискретные сигналы $g^*(i, x_0, x_1)$:
■ – $x_0=0,22$ мм, $x_1=2,6$ мм; ● – $x_0=0,2124$ мм, $x_1=2,6$ мм

На рисунке 2.3 синей линией выделен дискретный сигнал $g^*(i)$, при этом изображения излучающих точек расположены на границах пикселей. Красная линия соответствует увеличению расстояния между излучающими точками на 7,6 мкм. Отсюда следует, что искомое разрешение равно 407,6 мкм.

2.2 Пример расчёта косвенных и прямых характеристик ЦР

Для демонстрации возможности оценки прямых и косвенных характеристик систем ЦР была проведена серия расчётов. Рассматривались два диапазона максимальных энергий рентгеновского излучения от 100 кэВ до 300 кэВ (диапазон средних энергий) и от 1 МэВ до 9 МэВ (диапазон высоких энергий). Для первого диапазона массовые толщины объектов из стали

варьировали от 0 до 16 г/см². Для второго диапазона максимальных энергий рентгеновского излучения массовые толщины объектов изменяли от 0 до 80 г/см². Материал сцинтилляционного экрана CdWO₄, толщина 0,304 мм. Разрядность АЦП $k=16$.

2.2.1 Пример расчёта косвенных параметров систем цифровой радиографии

Диапазон средних энергий рентгеновского излучения.

Для иллюстрации на рисунке 2.4 приведены зависимости $m_{int}(\rho H)$ и $m_{diff}(\rho H)$ для барьеров из железа для максимальных энергий рентгеновского излучения $E_0=100; 150; 200; 300$ кэВ.

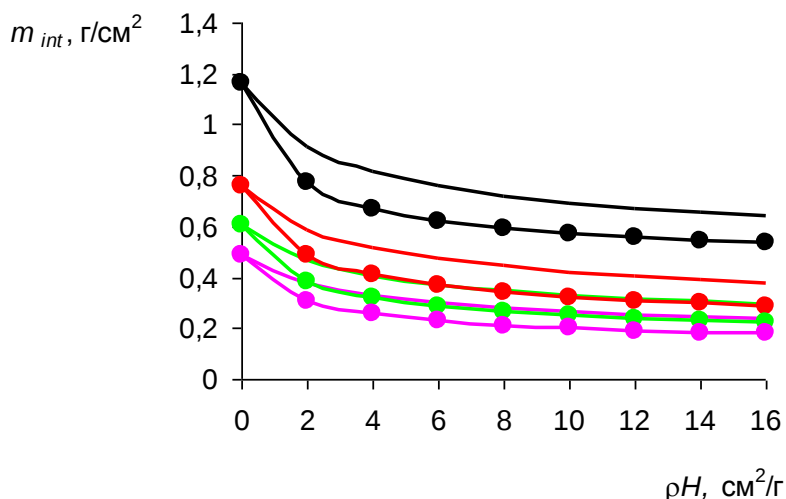


Рисунок 2. 4 – Зависимости $m_{int}(\rho H)$ – непрерывная линия, $m_{diff}(\rho H)$ – линия с маркерами:
 — — $E_0=100$ кэВ; — — $E_0=150$ кэВ; — — $E_0=200$ кэВ; — — $E_0=300$ кэВ

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 $m_{int}(\rho H)$ и $m_{diff}(\rho H)$ (2.16).

В таблице 2.1 приведены основные косвенные характеристики системы ЦР для указанных выше исходных данных.

Таблица 2.1 – Косвенные характеристики системы цифровой радиографии, диапазон средних энергий рентгеновского излучения

Характеристики	ρH , г/см ²	E_0 , кэВ				
		100	150	200	250	300
m_{int}	0	1,218	0,85	0,736	0,682	0,651
	2	0,918	0,643	0,555	0,513	0,489
	4	0,813	0,565	0,483	0,445	0,423
	6	0,756	0,518	0,439	0,402	0,381
	8	0,718	0,485	0,408	0,372	0,352
	10	0,691	0,46	0,384	0,349	0,329
	12	0,671	0,439	0,364	0,331	0,312
	14	0,654	0,422	0,349	0,316	0,297
	16	0,64	0,408	0,336	0,303	0,285
m_{diff}	0	1,215	0,847	0,734	0,68	0,65
	2	0,765	0,535	0,457	0,42	0,399
	4	0,666	0,451	0,376	0,342	0,322
	6	0,621	0,403	0,33	0,297	0,279
	8	0,593	0,37	0,299	0,267	0,25
	10	0,574	0,346	0,277	0,247	0,23
	12	0,56	0,327	0,261	0,232	0,216
	14	0,549	0,313	0,248	0,22	0,205
	16	0,54	0,303	0,239	0,211	0,196
ε_{int}	0	0,683	0,595	0,514	0,458	0,418
	2	0,672	0,534	0,43	0,367	0,325
	4	0,679	0,491	0,377	0,313	0,273
	6	0,681	0,456	0,34	0,277	0,239
	8	0,678	0,428	0,312	0,252	0,214
	10	0,673	0,406	0,292	0,233	0,197
	12	0,667	0,389	0,276	0,218	0,183
	14	0,66	0,376	0,264	0,207	0,172
	16	0,654	0,365	0,254	0,197	0,163
Н	0	1,035	1,049	1,062	1,073	1,081
	2	1,022	1,037	1,052	1,065	1,075
	4	1,018	1,036	1,053	1,066	1,077
	6	1,016	1,036	1,054	1,068	1,079
	8	1,015	1,036	1,055	1,07	1,086
	10	1,014	1,037	1,056	1,071	1,084
	12	1,014	1,037	1,057	1,073	1,086
	14	1,014	1,038	1,057	1,074	1,088
	16	1,014	1,038	1,058	1,075	1,09

Диапазон высоких энергий рентгеновского излучения

На рисунке 2.5 для иллюстрации приведены результаты расчётов зависимостей $m_{int}(\rho H)$ и $m_{diff}(\rho H)$ для барьеров из железа для максимальных энергий рентгеновского излучения $E_0=1; 3; 5; 9$ МэВ.

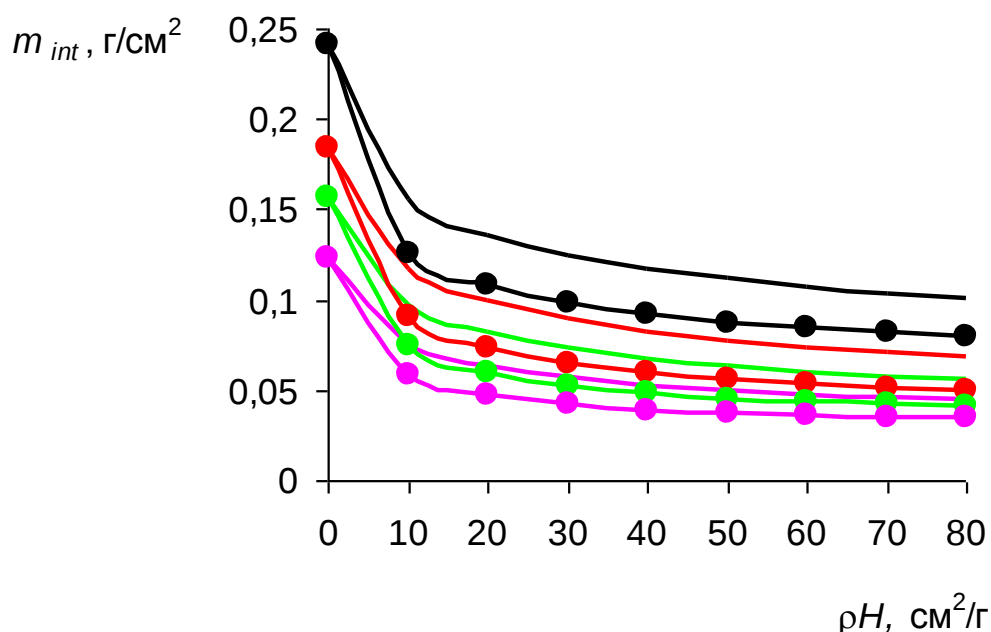


Рисунок 2.5 – Зависимости $m_{int}(\rho H)$ – непрерывная линия, $m_{diff}(\rho H)$ – линия с маркерами:
 — — $E_0=1$ МэВ; — — $E_0=3$ МэВ; — — $E_0=5$ МэВ; — — $E_0=9$ МэВ

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

В таблицу 5.2 сведены результаты расчёта основных характеристик системы ЦР для максимальных энергий рентгеновского излучения от 1 МэВ до 9 МэВ.

Из анализа данных, приведённых в таблице 5.2, следует необходимость учёта существенного уменьшения эффективности регистрации с ростом толщины ОК. Коэффициент накопления флуктуаций превышает 1,5 для высоких энергий рентгеновского излучения для малых толщин ОК.

2.2.2 Пример расчёта прямых характеристик систем цифровой радиографии

Приведём дополнительные данные, необходимые для расчёта прямых характеристик систем цифровой радиографии. Поперечный размер чувствительного объёма $0,2 \times 0,2$ мм². Рассматривались дефекты в виде поры с поперечными размерами $0,2 \times 0,2$ мм² и толщиной 2 % от толщины объекта контроля. Так как интенсивность потока фотонного излучения N_0 , падающего

на фронтальную поверхность регистратора при отсутствии объекта контроля, является варьируемой величиной, то можно задаться некоторым значением, например, $N_0=1000000$.

Таблица 2.2 – Косвенные характеристики системы цифровой радиографии, диапазон высоких энергий

Характеристики	ρH , г/см ²	E_0 , МэВ				
		1	3	5	7	9
m_{int}	0	0,565	0,54	0,534	0,53	0,527
	10	0,274	0,255	0,249	0,245	0,242
	20	0,215	0,195	0,188	0,183	0,179
	30	0,186	0,165	0,156	0,151	0,147
	40	0,167	0,145	0,136	0,13	0,126
	50	0,154	0,131	0,121	0,115	0,111
	60	0,145	0,12	0,11	0,105	0,101
	70	0,137	0,112	0,102	0,096	0,093
	80	0,131	0,105	0,095	0,09	0,086
m_{diff}	0	0,563	0,539	0,532	0,528	0,526
	10	0,183	0,164	0,156	0,151	0,147
	20	0,138	0,115	0,106	0,1	0,095
	30	0,118	0,093	0,082	0,075	0,071
	40	0,106	0,079	0,068	0,062	0,058
	50	0,099	0,07	0,059	0,053	0,05
	60	0,093	0,064	0,054	0,048	0,045
	70	0,089	0,059	0,05	0,045	0,042
	80	0,085	0,056	0,047	0,043	0,04
ε_{int}	0	0,264	0,196	0,172	0,158	0,148
	10	0,09	0,054	0,044	0,039	0,035
	20	0,059	0,032	0,025	0,022	0,02
	30	0,046	0,024	0,019	0,016	0,015
	40	0,038	0,019	0,015	0,014	0,013
	50	0,033	0,017	0,013	0,012	0,011
	60	0,03	0,015	0,012	0,011	0,011
	70	0,028	0,014	0,012	0,011	0,01
	80	0,026	0,013	0,011	0,01	0,01
H	0	1,126	1,175	1,219	1,267	1,318
	10	1,163	1,292	1,422	1,559	1,697
	20	1,191	1,364	1,536	1,702	1,86
	30	1,208	1,397	1,568	1,722	1,858
	40	1,219	1,398	1,548	1,672	1,777
	50	1,225	1,386	1,503	1,599	1,677
	60	1,229	1,362	1,453	1,525	1,585
	70	1,23	1,338	1,406	1,463	1,508
	80	1,23	1,314	1,366	1,41	1,448

Была проведена серия расчётов прямых характеристик систем цифровой радиографии: относительного сигнала – D ; относительного уровня шумов – δI ;

отношения сигнал/шум – SNR ; геометрического разрешения – r_g . Результаты расчётов сведены в таблицы 3 и 4.

Таблица 2.3 – Прямые характеристики системы цифровой радиографии, диапазон средних энергий рентгеновского излучения

Характеристики	ρH , г/см ²	E_0 , кэВ				
		100	150	200	250	300
D	2	0,03	0,021	0,018	0,017	0,016
	4	0,052	0,035	0,03	0,027	0,025
	6	0,072	0,047	0,039	0,035	0,033
	8	0,09	0,057	0,046	0,042	0,039
	10	0,108	0,067	0,054	0,048	0,045
	12	0,126	0,075	0,06	0,054	0,05
	14	0,142	0,084	0,067	0,06	0,055
	16	0,158	0,092	0,073	0,065	0,061
δI	2	0,0122	0,005	0,0034	0,0027	0,0023
	4	0,0253	0,0084	0,0054	0,0042	0,0035
	6	0,0486	0,0131	0,0078	0,0059	0,0049
	8	0,0899	0,0196	0,011	0,008	0,0065
	10	0,1622	0,0285	0,0149	0,0105	0,0085
	12	0,2876	0,0403	0,0197	0,0136	0,0107
	14	0,503	0,0561	0,0257	0,0173	0,0134
	16	0,8703	0,0769	0,0331	0,0217	0,0166
SNR	2	2,47	4,24	5,3	6,11	6,78
	4	2,05	4,21	5,52	6,48	7,27
	6	1,47	3,58	4,93	5,92	6,72
	8	1,01	2,92	4,24	5,21	6
	10	0,67	2,34	3,61	4,55	5,3
	12	0,44	1,87	3,07	3,96	4,68
	14	0,28	1,49	2,61	3,45	4,06
	16	0,18	1,2	2,22	3,01	3,64
r_{g0} , МКМ		8,9	11,2	13,3	15,4	17,4
r_g , МКМ		404,8	405,7	406,1	406,8	407,6

Отметим, что рассчитывались две оценки геометрического разрешения: для бесконечно малого поперечного физического размера пикселя – r_{g0} и для реального размера пикселя – r_g . Здесь и ниже в расчётах отношение локального минимума для функции g^* к максимуму равно 70 %. Значение параметра Δ принималось равным 1 мкм. Так как потребителя интересует геометрическое разрешение для всего диапазона изменения толщин, то его оценивали для максимальной толщины ОК.

Таблица 2.4 – Прямые характеристики системы цифровой радиографии, диапазон высоких энергий рентгеновского излучения

Характеристики	ρH , г/см ²	E_0 , МэВ				
		1	3	5	7	9
D	10	0,0357	0,032	0,0306	0,0296	0,0289
	20	0,0535	0,0449	0,0412	0,0388	0,037
	30	0,0682	0,0538	0,0477	0,0439	0,0413
	40	0,0814	0,0609	0,0526	0,0478	0,0447
	50	0,0937	0,0673	0,0572	0,0515	0,0483
	60	0,1053	0,0733	0,0619	0,056	0,0525
	70	0,1166	0,0794	0,0669	0,0607	0,057
	80	0,1275	0,0855	0,0719	0,0656	0,0618
δI	10	0,0033	0,0019	0,0016	0,0015	0,0014
	20	0,0082	0,0046	0,0039	0,0036	0,0034
	30	0,0166	0,0088	0,0073	0,0066	0,0062
	40	0,0305	0,0149	0,0118	0,0104	0,0095
	50	0,0531	0,0233	0,0176	0,015	0,0134
	60	0,0885	0,0344	0,0247	0,0205	0,018
	70	0,1431	0,0489	0,0335	0,027	0,0233
	80	0,2259	0,0676	0,0441	0,0347	0,0295
SNR	10	10,66	16,43	18,75	19,78	20,19
	20	6,55	9,7	10,56	10,79	10,78
	30	4,12	6,09	6,55	6,66	6,68
	40	2,66	4,08	4,45	4,6	4,69
	50	1,76	2,89	3,25	3,43	3,6
	60	1,19	2,13	2,5	2,74	2,92
	70	0,81	1,62	2	2,25	2,45
	80	0,56	1,27	1,63	1,89	2,1
r_{q0} , МКМ		40,2	77,4	96,8	108,6	116,4
r_q , МКМ		421	475	525	566	595

2.3 Особенности экспериментальной оценки характеристик систем цифровой радиографии

Экспериментальная оценка основных характеристик систем ЦР основывается на выражениях (2.9)–(2.30) и не представляет собой сложности.

К наиболее проблемным задачам относятся вычленение квантовых шумов и оценка вклада рассеяния в радиографические изображения. Первая из задач имеет полное решение для систем ЦР и РВТ, имеющих одновременно регистраторы, работающие в интегральном и счётном режимах регистрации. Самые точные результаты получаются для детекторов полного поглощения. Отметим, что влияние излучения, рассеянного в объекте контроля, может и должно быть снижено для линейных регистраторов рентгеновского излучения

введением щелевых коллиматоров источника и (или) детектора излучения [37]. Для панельных и матричных регистраторов снижение доли рассеяния в интегральном потоке регистрируемого излучения является задачей более сложной. Отсюда следует, что вторая задача систем ЦР и РВТ с линейными регистраторами излучения может быть решена сравнением радиографических изображений без коллимации излучения и с коллимацией излучения.

Для удобства экспериментальной оценки параметров и характеристик систем цифровой радиографии соответствующие формулы сведены в таблицу 2.5.

Таблица 2.5 – Оценка параметров и характеристик систем ЦР

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 Perkin Elmer XRD 1621AN/CN размером 2048×2048 пикселей. Размер единичного пикселя – 200 мкм. Материал чувствительного

слоя регистратора – оксисульфид 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 состоял из пластинок толщиной 1 мм из меди плотностью – 8,92 г/см³. Толщину тестового объекта варьировали от 2 до 8 мм. Время экспозиции 1 с. Сигнал формировался медной пластинкой толщиной 0,1 мм.

В таблице 2.6 приведены те характеристики системы ЦР, 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.

Часть содержания раздела находится в открытом доступе [38].

2.4 Заключение

В разделе приведена совокупность математических соотношений, связывающих основные параметры и характеристики систем цифровой радиографии. Эта совокупность представляет собой математическую модель расчёта характеристик систем ЦР. Математическая модель позволяет 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 цифровой

радиографии. Приведенные примеры расчёта и результаты экспериментальных исследований доказывают правильность предлагаемой методики расчёта и оценки основных параметров систем ЦР.

Таблица 2.6 – Экспериментальные оценки характеристик системы ЦР

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	0,592
	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	0,473
	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	0,041
	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	0,008
	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	5,1
	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

3 Алгоритм симуляции изображений в комплексах цифровой радиографии

Приведённая в разделе 2 совокупность математических соотношений и ограничений связывает параметры источника гамма – или рентгеновского излучения, объекта, геометрической схемы контроля и детекторов рентгеновского излучения с различными характеристиками системы ЦР. Поэтому указанная совокупность представляет собой полноценную математическую модель системы ЦР и может быть использована в качестве основы алгоритма для симуляции радиографических изображений разнообразных объектов контроля.

Ниже приведём описание структуры алгоритма симуляции, входных и выходных данных, внутреннего содержания основных блоков, включая базовые формулы и их преобразования.

Специфика системы математических вычислений MathCad [39–41] не позволяет использовать возможности описанной выше математической модели в полной мере. Поэтому на первом этапе приведём одно важное допущение, упрощающее реализацию алгоритма. Таким допущением является модель плоского моно-направленного источника рентгеновского излучения. На практике такая модель достигается в том случае, если расстояния от источника излучения до объекта контроля и системы детектирования значительны по сравнению с размером системы детектирования в целом и элементарного чувствительного объема системы детектирования.

3.1 Исходные параметры системы цифровой радиографии

К исходным данным системы цифровой радиографии относятся: параметры источника излучения; форма, внутренняя структура, материал и размеры объекта контроля; материал и размеры элементарных чувствительных объёмов радиационно–оптических преобразователей; поперечные размеры элементарного фотооптического преобразователя, разрядность АЦП. Здесь

определение «элементарный» соотносится с формированием одной точки радиографического изображения, то есть с единичным пикселем.

Источник рентгеновского излучения характеризуют следующие параметры:

- $E_{\max}$ – максимальная энергия рентгеновского излучения;
- $f(E, E_{\max})$ – исходный числовой энергетический спектр источника рентгеновского излучения;
- n_0 – поток рентгеновского излучения, то есть количество фотонов, падающих на единицу площади в единицу времени;
- Z_f, ρ_f, h_f – эффективный атомный номер, плотность материала и толщина предварительного фильтра.

В качестве исходного энергетического спектра рентгеновского излучения используются, как правило, формулы Крамерса [42], Шиффа [24] или их аналоги и модификации [25].

Введение предварительной фильтрации на практике приводит к ужесточению энергетического спектра и, следовательно, к уменьшению систематической погрешности, обусловленной полихроматическим характером спектра излучения, а при расчётах – к повышению точности вычисления интегралов в математической модели системы ЦР.

Объект контроля как элемент системы описывается рядом параметров:

- плоским телом S , которое в рассматриваемом случае представляет собой проекцию трёхмерного тела V (ОК) на плоскость изображения;
- распределениями плотности $\rho(x, y, z)$ материала ОК и эффективного атомного номера $Z(x, y, z)$ по объёму объекта, то есть по всей совокупности точек (x, y, z) из V ;
- максимальными толщинами A, B и H ОК в поперечном направлении и распространения рентгеновского излучения.

Системы детектирования рентгеновского излучения характеризует следующий ряд параметров:

– вид детекторов, который определяется наличием или отсутствием оптической и (или) радиационной связи элементарных чувствительных объёмов радиационно-оптических преобразователей;

– Z_d , ρ_d , h_d – эффективный атомный номер, плотность материала радиационно-оптического преобразователя и толщина его единичного объёма;

– $a \times b$ – поперечные размеры элементарного фотооптического преобразователя;

– $A \times B$ – физические размеры радиографического изображения;

– l – разрядность АЦП.

Заметим, что размеры радиографического изображения в пикселях $M \times N$ связаны с поперечными размерами элементарного фотооптического преобразователя и физическим размером радиографического изображения $A \times B$ простейшими соотношениями

$$M = \frac{A}{a}, \quad N = \frac{B}{b}. \quad (3.1)$$

3.2 Конечные характеристики системы цифровой радиографии

В предыдущем разделе отмечено, что основными потребительскими характеристиками систем ЦР являются:

k – радиационный контраст от заданного дефекта;

r_s – пространственное разрешение в мм;

T – время формирования радиографического изображения.

Потребители систем ЦР выдвигают ограничительные требования к указанным характеристикам

$$k < k_{\text{lim}}, \quad r_s < r_{s \text{ lim}}, \quad T < T_{\text{lim}}. \quad (3.2)$$

В ограничениях (3.2) индекс «lim» указывает на потребительские требования. Все три ограничения должны выполняться одновременно.

3.3 Блок формирования предварительной информации по ослаблению гамма-излучения

К предварительной информации по ослаблению гамма-излучения веществами относится ряд энергетических зависимостей. В библиотеках по ослаблению гамма-излучения веществом [26, 43] приводится информация, которую сложно использовать для непосредственной симуляции систем цифровой радиографии. Это связано с рядом факторов. Во-первых – в этих библиотеках приводятся сечения взаимодействия гамма-излучения с веществом, которые необходимо предварительно перевести в массовые коэффициенты ослабления гамма-излучения материалов ОК и чувствительного объёма радиационно-оптического преобразователя. Во-вторых – шкала энергий в указанных библиотеках обуславливает необходимость применения дополнительной интерполяции, в противном случае точность вычисления интегралов по энергетическим зависимостям будет невысокой.

Материал испытываемого объекта может состоять из одного или нескольких химических веществ. В первом случае материал объекта контроля является химическим веществом, и он образован из нескольких химических элементов. Пусть $Z_1, Z_2, \dots, Z_n$ и $M_1, M_2, \dots, M_n$ атомные номера и молярные массы соответствующих химических элементов, а $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_n$ – соответствующие количества атомов в молекуле; ρ – плотность материала. Тогда формула связи массовых коэффициентов ослабления излучения материалом ОК m и сечений взаимодействия гамма-излучения с веществом σ имеет вид

$$m_i = \frac{\sum_{k=1}^n \sigma_{ki} N_A \alpha_k}{\sum_{k=1}^n \alpha_k M_k}, \quad (3.3)$$

здесь индекс i соответствует энергии E_i – таблицы энергий.

Во втором случае материал состоит из нескольких химических веществ. Вначале вычисляется таблица массовых коэффициентов ослабления гамма-излучения для всех веществ m_{ji} , $j=1\dots n$, а затем формируется таблица для конечного материала

$$m_i = \sum_{j=1}^n m_{ji} w_j, \quad (3.4)$$

здесь w_j – массовая доля j -го вещества.

Всё вышесказанное справедливо и для материала ослабляющего фильтра, и для материала радиационно-оптического преобразователя.

На вход второго этапа блока предварительной информации по ослаблению гамма-излучения поступает таблица энергий E_i и таблицы массовых коэффициентов ослабления для материалов фильтра m_{fi} , контролируемого объекта $m_{TO\ i}$ и материала детектора m_{di} . Второй этап предназначен для построения интерполяций энергетических зависимостей МКО материалов фильтра $m_f(E)$, ОК $m_{TO}(E)$ и детектора $m_d(E)$. Для интерполяции может быть использована сплайн-интерполяция [44, 45]. Сплайн-интерполяция является разновидностью полиномиальной интерполяции. Порядок полинома равен трём, поэтому сплайн-интерполяцию часто называют кубической интерполяцией. Вначале вычисляются коэффициенты интерполяции для всех трёх зависимостей, а затем задаются все три интерполяционные зависимости. Заметим, что контролируемый объект может состоять из нескольких структурных фрагментов. В этом случае задаётся необходимое количество интерполяционных зависимостей, исходя из различия материалов фрагментов ОК.

К третьему этапу блока предварительной информации относится задание числового энергетического спектра источника излучения $f^*(E, E_{\max})$, модифицированное введение предварительного фильтра

$$f^*(E, E_{\max}) = \frac{f(E, E_{\max}) e^{-m_f(E) \rho_f h_f}}{\int_{E_{\min}}^{E_{\max}} f(E, E_{\max}) e^{-m_f(E) \rho_f h_f} dE}, \quad (3.4)$$

здесь $E_{\min}$ – минимальный порог энергии при вычислениях интегралов. В библиотеках, посвящённых ослаблению гамма-излучения веществом, минимальное значение энергии 1 кэВ. При вычислениях порог $E_{\min}$ поднимается до уровня 5 – 10 кэВ.

3.4 Блок формирования аналоговых изображений объекта контроля

Для упрощения алгоритма и формирования радиографического изображения всего объекта одним кадром сделаем допущение о том, что проекция ОК целиком помещается на активной лобовой поверхности системы детектирования.

Следует выделить несколько основных возможных направлений применения систем ЦР, связанных с анализом цифровых радиографических изображений. Основным направлением продолжает оставаться дефектоскопия, то есть обнаружение дефектов. Важным направлением также является визуализация внутренней структуры сложного объекта. В этом направлении выделяют промышленные приложения, например, контроль сборки и приложения, связанные с обеспечением экономической, транспортной и государственной безопасности, например, рентгеновский досмотровый контроль. В настоящее время развивается направление ЦР, позволяющее решать ряд измерительных задач, например, измерение линейных размеров, масс и объёмов структурных фрагментов и т.д.

Отметим, что сложность алгоритмов имитационного моделирования систем ЦР определяется, прежде всего, сложностью пространственной структуры самого ОК.

Аналоговое радиографическое изображение I представляет собой дискретное двумерное распределение яркости светового излучения на входе системы фотоприёмников. Для удобства свяжем номер строки i радиографического изображения I с осью x , а номер столбца j – с осью y . Вся энергия светового излучения, попадающая на площадку с размерами $a \times b$, ассоциируется с центральной точкой этого прямоугольника. Напомним, что ось z совпадает с направлением распространения рентгеновского излучения.

При описании процесса формирования радиографических изображений исходят из допущения о пропорциональности энергии светового излучения поглощённой энергии рентгеновского излучения. С учётом этого допущения яркость аналогового радиографического изображения в точке с координатами

(i,j) оценивается с помощью трансформации выражения (2.1). Указанная трансформация сводится к формуле

$$I_{ij} = Cn_0t \int_{a(i-1)}^{ai} \int_{b(i-1)}^{bi} \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} f * (E, E_{\max}) E_{ab}(E) e^{-Y(E,x,y)} \varepsilon(E) dE dx dy. \quad (3.5)$$

В формуле (3.5) $Y(E,x,y)$ представляет собой радиационную толщину ОК для фотонного излучения с энергией E по лучу, соединяющему точечный источник рентгеновского излучения в точке (x,y) с точкой детектора $D=(x,y)$. Радиационная толщина $Y(E,x,y)$ учитывает структурные особенности ОК. В наиболее общем виде радиационная толщина описывается выражением

$$Y(E,x,y) = \int_{H_1(x,y)}^{H_2(x,y)} m(E, Z(x,y,h)) \rho(x,y,h) dh, \quad (3.6)$$

здесь $Z(x,y,h)$, $\rho(x,y,h)$ – распределения эффективного атомного номера и плотности материала ОК по указанному выше лучу; $H_1(x,y)$, $H_2(x,y)$ – функции, определяющие лобовую и задние поверхности испытуемого объекта. Заметим, что координата h в рассматриваемом случае совпадает с координатой z . Формула (3.6) имеет более общее толкование, чем геометрия плоского мононаправленного источника. Например, для точечного конусного источника формула (3.6) также справедлива, в этом случае переменная h рассматривается как функция от z .

Очевидно, что выражение (3.5) отличается повышенной вычислительной сложностью, так как вычисляется трёхкратный интеграл от параметрической функции, параметр которой представляет собой интеграл с переменными пределами. Если внешняя поверхность объекта контроля достаточно гладкая и внутри объекта отсутствуют структурные фрагменты, сопоставимые по размерам с размером пикселя, то вычислительная формула (3.5) существенно упрощается

$$I_{ij} = Cn_0abt \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} f * (E, E_{\max}) E_{ab}(E) e^{-Y(E,x_i,y_i)} \varepsilon(E) dE. \quad (3.7)$$

В ряде случаев остаётся необходимость использования выражения (3.6). Помимо наличия мелких фрагментов в ОК к таким случаям относятся, например, рассмотрение апертурных эффектов, разработка алгоритмов оценки линейных размеров и площадей с учётом размазывания границы структурных фрагментов и т.п.

3.5 Блок оцифровки аналоговых радиографических изображений объекта контроля

В разделе 2 описан процесс оцифровки аналоговых сигналов. На первом этапе оценивается интервал, эквивалентный цифровой единице, а затем производится собственно оцифровка.

Формула вычисления указанного интервала имеет вид

$$\Delta_1 = \frac{Cn_0abt \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} f * (E, E_{\max}) E_{ab}(E) \varepsilon(E) dE}{C_1(2^l - 1)}. \quad (3.8)$$

Коэффициент $C_1 < 1$ предназначен для защиты от переполнения при возможных флуктуациях аналогового сигнала.

Выражение для вычисления элементов оцифрованного радиографического изображения **D**

$$D_{ij} = \left[\frac{I_{ij}}{\Delta_1} \right], \quad (3.9)$$

здесь $[\bullet]$ – целая часть соответствующей дроби.

Совокупность выражений (3.1) – (3.9) представляет собой основу детерминированной составляющей математической модели симуляции первичных цифровых радиографических изображений.

3.6 Зашумление радиографических изображений

Основным фактором, определяющим шумы в первичных радиографических изображениях, является статистический характер процессов испускания, взаимодействия с материалом ОК и регистрации рентгеновского

излучения. Дополнительные сигналы и соответствующие шумы связаны с детекторами рентгеновского излучения. Эти сигналы и шумы называются темновыми, потому что они возникают без излучения. Для источников импульсного рентгеновского излучения существует дополнительный шум, обусловленный нестабильностью параметров излучения от импульса к импульсу. Однако этот дополнительный аспект учитываться не будет, так как исследования ограничиваются источниками рентгеновского излучения прямого действия.

Для симуляции радиографических изображений, близких к реальным изображениям, на изображение I накладываются аддитивные шумы, зависящие от поглощённой в детекторах энергии, и зашумлённые темновые сигналы с детекторов. Элементы зашумлённого аналогового радиографического изображения I^* описываются формулой

$$I_{ij}^* = I_{ij} + f. \quad (3.10)$$

Все совокупности слагаемых в формуле (3.10) являются независимыми случайными величинами.

Предварительный анализ результатов экспериментальных исследований темновых сигналов для панельных детекторов Perkin Elmer и линейных детекторов PowerScan показал, что распределение случайной величины f близко к нормальному распределению. Среднее значение указанной величины составляет от 1 до 2 % от максимального значения цифрового сигнала, относительное среднеквадратическое отклонение не превосходит 10 % от среднего значения $\bar{f}$. Существует множество подходов к моделированию случайной величины, распределённой нормально. Самым общим подходом, великолепно зарекомендовавшим себя, является метод обратных функций. Пусть $\bar{f}$ и σ_f – среднее значение и среднеквадратическое отклонение случайной величины f , тогда формула для единичного розыгрыша анализируемой случайной величины имеет вид

$$f = F^{-1}(\xi)\sigma_f + \bar{f}, \quad (3.11)$$

здесь F – функция распределения нормальной случайной величины; ξ – единичное значение случайной величины, распределённой равномерно на интервале $(0,1)$. Все современные системы для математических вычислений, в том числе и MathCad, имеют функции для розыгрыша равномерно-распределённых случайных величин.

В разделе 2 приведены формулы 2.22 – 2.26, позволяющие с достаточно высокой точностью оценить средние значения $\overline{I_{ij}}$ и среднеквадратические отклонения σ_{ij} случайных величин I_{ij} . Детальный учёт поперечных размеров элементарных чувствительных объёмов радиометрических детекторов является затратным по времени процессом, поэтому можно считать регистрируемые сигналы I_{ij} нормально-распределёнными случайными величинами со средними значениями $\overline{I_{ij}}$ и среднеквадратическими отклонениями σ_{ij} , которые вычисляются с помощью выражения

$$\sigma_{ij} = \sqrt{Cn_0 t \int_{a(i-1)}^{ai} \int_{b(i-1)}^{bi} \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} f * (E, E_{\max}) E_{ab}^2(E) e^{-Y(E, x, y)} \varepsilon(E) dE dx dy}, \quad (3.12)$$

или его упрощенного аналога

$$\sigma_{ij} = \sqrt{Cn_0 abt \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} f * (E, E_{\max}) E_{ab}^2(E) e^{-Y(E, x_i, y_i)} \varepsilon(E) dE}. \quad (3.13)$$

Обоснованность допущения о нормальности функций распределения радиометрических сигналов связана с тем, что регистрируемые аналоговые сигналы представляют собой суммы большого числа одинаково распределённых случайных величин.

Из сказанного выше следует, что моделирование случайных величин I_{ij} может быть осуществлено по формуле, аналогичной выражению (3.11), но с другими параметрами

$$I_{ij} = F^{-1}(\xi) \sigma_{ij} + \overline{I_{ij}}. \quad (3.14)$$

Дополнительные формулы определяют статистическую составляющую математической модели симулирования радиографических изображений.

3.7 Предварительная обработка первичных цифровых радиографических изображений

Во втором разделе отмечено, что предварительная обработка первичных цифровых радиографических изображений сводится к калибровкам по «чёрному» и «по белому» и линеаризации шкалы сигналов.

Калибровка по «чёрному» сводится к вычислению средних значений оцифрованных темновых сигналов с радиометрических детекторов $D_{f\ ij}$ и их вычитанию из оцифрованных измерительных сигналов D_{ij} .

В процедуре калибровки по «белому» откалиброванные по «чёрному» сигналы нормируются на средние значения откалиброванных по «чёрному» сигналов без объекта $D_{a\ ij}$.

Линеаризация сводится к логарифмированию цифровых сигналов, откалиброванных по «чёрному» и по «белому».

Совокупность процедур предварительной обработки первичных цифровых радиографических изображений приводит к оценкам радиационных толщин объекта Y_{ij} по соответствующим лучам и описывается выражением

$$Y_{ij} = -\ln \frac{D_{ij} - \overline{D_{f\ ij}}}{D_{a\ ij} - \overline{D_{f\ ij}}} . \quad (3.15)$$

Изображение Y называют итоговым радиографическим изображением, но без визуализации оно продолжает оставаться виртуальным.

3.8 Визуализация изображений

Процесс отображения «виртуальных» изображений принято называть визуализацией. В рассматриваемой задаче могут быть визуализированы любые из полученных изображений: исходные; промежуточные; итоговые.

Приведём необходимое описание процесса визуализации итогового радиографического изображения Y . Для получения максимально контрастного оптического изображения на экране видеоконтрольного устройства диапазон изменения сигналов Y_{ij} растягивается на всё доступное количество полутонов. На практике доступно 256 полутонов от чёрного цвета до белого. Из сказанного

выше следует, что элементы полутонового изображения P_n вычисляются по формуле

$$P_{n\ ij} = \left[\frac{Y_{ij} - \min_{i,j}(Y_{ij})}{\max_{i,j}(Y_{ij}) - \min_{i,j}(Y_{ij})} \times 256 \right]. \quad (3.16)$$

Квадратные скобки в (3.16) означают целую часть.

Изображение P_n можно назвать негативным, так как менее радиационно прозрачный фрагмент объекта контроля будет выглядеть светлым и наоборот.

Для многих людей особенности их зрения позволяют качественно анализировать позитивные изображения P_p

$$P_{p\ ij} = 256 - P_{n\ ij}. \quad (3.17)$$

Совокупность формул (3.1) – (3.17) представляет собой обобщённую математическую модель формирования цифрового радиографического изображения и достаточно легко реализуется в системе для математических вычислений MathCad и использована для их симуляции радиографических изображений различных объектов.

3.9 Пример имитационного моделирования

Описанный в предыдущем разделе подход послужил основой программы симулятора систем цифровой радиографии. Алгоритм, базирующийся на совокупности выражений (3.1) – (3.17) естественным образом трансформировался в программу (приложение), написанную в системе для математических вычислений MathCad.

При написании симулятора использовался ряд удобных для пользователя встроенных функций MathCad: обмен табличными данными с внешними устройствами; вычисление коэффициентов сплайн-интерполяции и задание соответствующих функций; вычисление однократных и многократных определённых интегралов; нахождение корней нелинейных уравнений; вычисление равномерно распределённых псевдослучайных чисел;

формирование, отображение, считывание и запись во внешнюю память цифровых изображений.

В результате первых имитационных экспериментов была оценена производительность вычислений для различных вариантов программного симулятора. Для этого использовалась функция `time`. При оценках радиометрических сигналов было отдано предпочтение формуле (3.7).

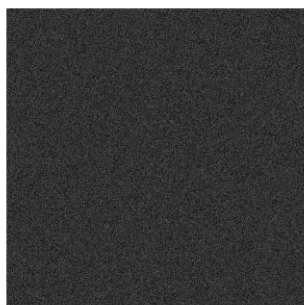
Время, затрачиваемое на симуляцию радиографических изображений, существенным образом зависит от формы и внутренней структуры объекта контроля. Для промышленности характерны некоторые типы объектов, отличающиеся простотой формы и однородностью материала. Одним из типов таких объектов являются прокатные, литые и прессованные изделия с плоскопараллельными границами или протяжённые изделия с неизменной формой поперечного сечения. Указанные изделия характерны для многих отраслей промышленности. Примером изделий с плоскопараллельными границами являются, например, листы, бруски и т.п. К таким изделиям можно отнести и крупногабаритные трубы, при контроле которых используется схема контроля «через одну стенку» с применением малоразмерных линейных или матричных регистраторов рентгеновского излучения. Допущение о плоскопараллельных границах оправдано, если радиус цилиндрической или эллиптической трубы существенно превосходит максимальный размер панельного или линейного регистратора рентгеновского излучения, особенно в случае ориентации последнего параллельно направляющей цилиндрической поверхности.

В связи с вышеизложенным, для иллюстрации возможностей алгоритма симуляции и программы было принято решение выбрать в качестве объекта контроля плоские плоскопараллельные бруски из углеводородных пластмасс плотностью $\rho = 1,02 \text{ г/см}^2$. Размеры панельного детектора $20 \times 20 \text{ см}^2$, размер изображения в пикселях – 1024×1024 . Материал чувствительного слоя регистратора – CdWO_4 , толщина – 0,3 мм. Тень бруска полностью помещается

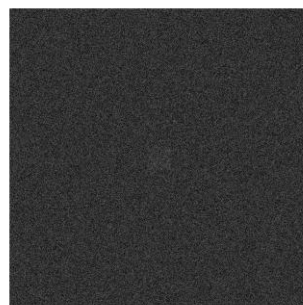
на плоскости изображения. Толщина бруска – 10 см. Рассматривались дефекты типа поры в форме прямоугольного параллелепипеда поперечным размером 10×10 мм² и толщиной ΔH от 0 (нет дефекта) до 10 мм. Заметим, что из выражения (3.7) следует эквивалентность повышения либо времени измерения, либо интенсивности излучения. Поэтому варьировался параметр $n_0 t$. Также варьируемым параметром являлась максимальная энергия рентгеновского излучения $E_{\max}$, её изменяли от 100 до 350 кэВ. Размерность АЦП варьировали от 12 до 20. Нижняя граница диапазона разрядности АЦП характерна для систем ЦР, работающих в небольшом диапазоне изменения аналогового сигнала и применяемых для задач, не требующих высокой чувствительности. Верхняя граница диапазона разрядности АЦП применяется для современных высокоточных систем ЦР, используемых не столько в режиме визуализации, сколько в режиме измерений. Повышение разрядности АЦП требуется для систем ЦР объектов с большим диапазоном изменения аналоговых сигналов. Примером таких систем являются комплексы ИДК багажа, ручной клади, транспортных контейнеров, транспорта и грузов. Особенно те ИДК, которые работают в режиме распознавания материалов ОК и их фрагментов методом дуальных энергий.

На рисунке 3.1 приведены результаты имитации радиографических изображений $E_{\max}=250$ кэВ с помощью программы симулятора для вариации толщины дефекта при сохранении неизменными значений оставшихся параметров. Здесь же продемонстрированы изображения с увеличением интенсивности числа частиц.

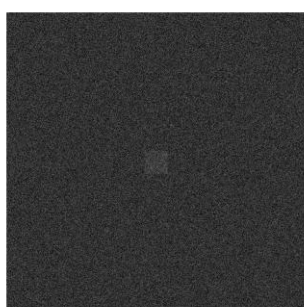
Сопоставление результатов имитационного моделирования для $E_{\max}=250$ кэВ (рисунок 3.1), и для $E_{\max}=100$ кэВ (рисунок 3.2) показывает незначимую зависимость отношения сигнал/шум от энергии для анализируемого ОК. Это связано со слабой зависимостью интегрального МКО от энергии рентгеновского излучения для материала ОК в исследуемом диапазоне максимальных энергий.



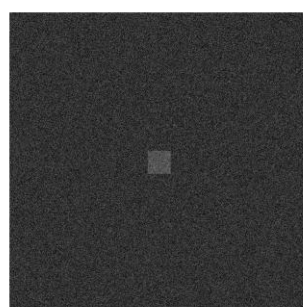
$n_0t=8\times 10^5, \Delta H=0$



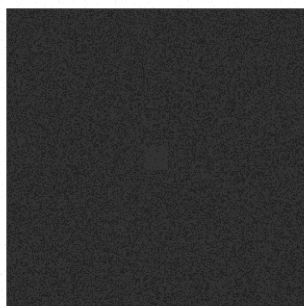
$n_0t=8\times 10^5, \Delta H=2 \text{ мм}, \text{SNR}=0,243$



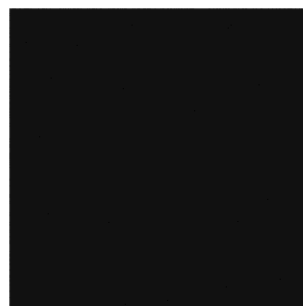
$n_0t=8\times 10^5, \Delta H=4 \text{ мм}, \text{SNR}=0,494$



$n_0t=8\times 10^5, \Delta H=10 \text{ мм}, \text{SNR}=1,304$

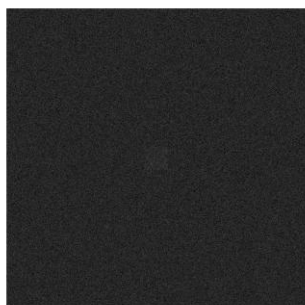


$n_0t=3,2\times 10^6, \Delta H=2 \text{ мм}, \text{SNR}=0,486$

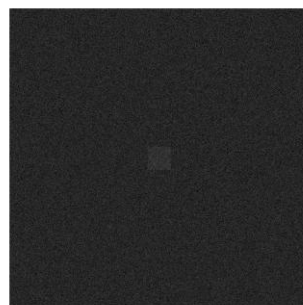


$n_0t=2\times 10^7, \Delta H=2 \text{ мм}, \text{SNR}=1,214$

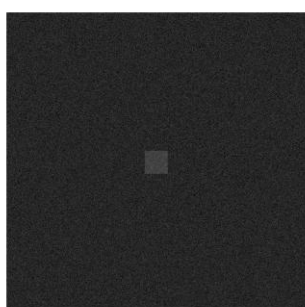
Рисунок 3.1 – Радиографические изображения объекта контроля: $E_{\max}=250 \text{ кэВ}$



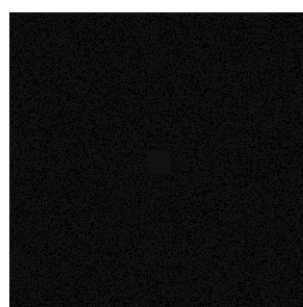
$n_0 t = 8 \times 10^5$, $\Delta H = 2$ мм, SNR=0,343



$n_0 t = 8 \times 10^5$, $\Delta H = 4$ мм, SNR=0,701



$n_0 t = 8 \times 10^5$, $\Delta H = 10$ мм, SNR=1,868

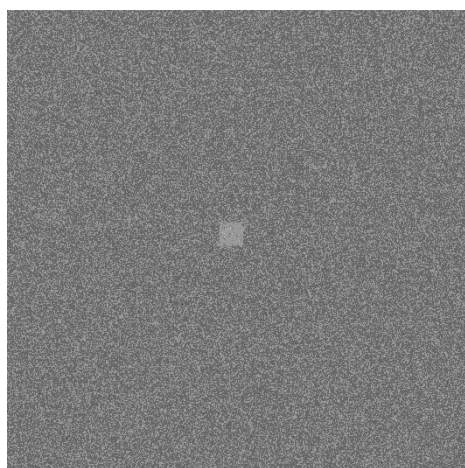


$n_0 t = 2 \times 10^7$, $\Delta H = 2$ мм, SNR=1,716

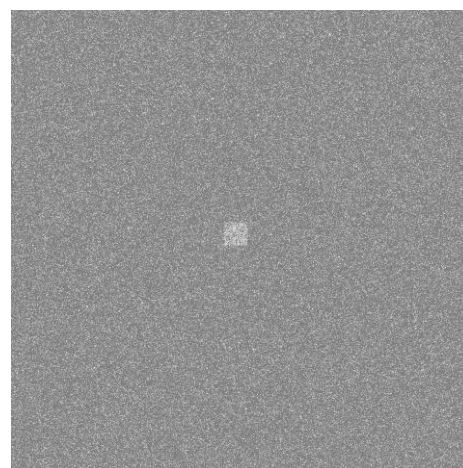
Рисунок 3.2 – Радиографические изображения объекта контроля: $E_{\max} = 100$ кэВ

Проиллюстрируем значимость ещё одного параметра систем ЦР. В последние годы наблюдается повышение требований потребителей СЦР в части контроля объектов, которые ранее считались непригодными к контролю методом цифровой радиографии. Одним из таких требований является расширение диапазона толщин контролируемых объектов и повышение чувствительности контроля. Проиллюстрируем, как увеличение толщины ОК и уменьшение толщины дефектов влияет на их обнаружение. Для увеличения контраста разнесём измерения по воздуху и информативные измерения. Тень ОК полностью перекрывает чувствительную площадь панельного регистратора.

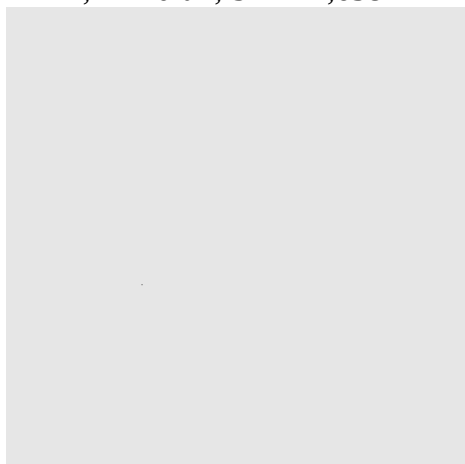
На рисунке 3.3 приведены результаты расчётов для объектов контроля из пластмассы с толщиной, изменяющейся в диапазоне от 10 до 25 см. Варьировалась также разрядность АЦП.



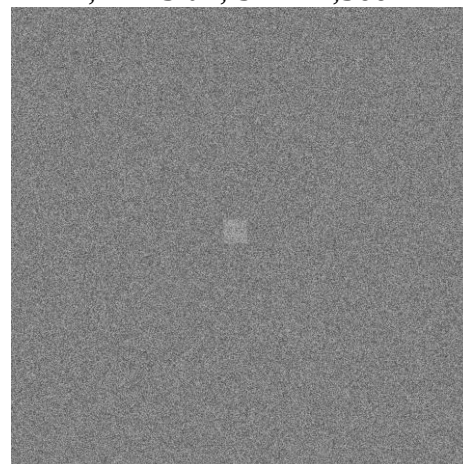
$m=12, H=10 \text{ см}, \text{SNR}=2,658$



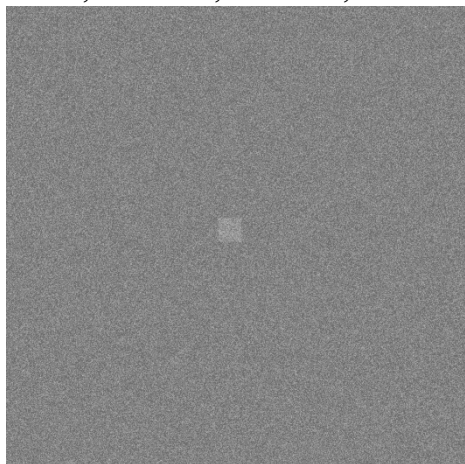
$m=12, H=15 \text{ см}, \text{SNR}=1,566$



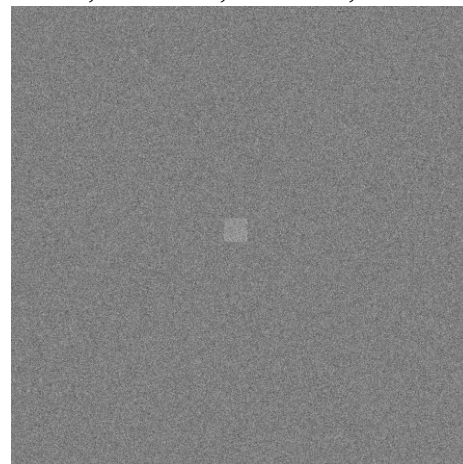
$m=12, H=20 \text{ см}, \text{SNR}^*=0,917$



$m=14, H=25 \text{ см}, \text{SNR}^*=0,917$



$m=16, H=25 \text{ см}, \text{SNR}^*=0,917$



$m=16, H=25 \text{ см}, \text{SNR}=0,917$

Рисунок 3.3 – Радиографические изображения объекта контроля:

$E_{\text{max}}=100 \text{ кэВ}; n_0 t=8 \times 10^{10}; \Delta H=0,05 \text{ мм}$

На рисунке 3.3 звёздочкой помечены ожидаемые значения SNR, не учитывающие влияние разрядности АЦП.

Из анализа данных, приведённых на рисунке 3.3, для фиксированной разрядности АЦП можно сделать вывод о существовании предельного значения

толщины поры, начиная с которой пора не будет видна на радиографических изображениях при любом увеличении количества фотонов, регистрируемых элементарными чувствительными объёмами. Увеличение разрядности АЦП позволяет обнаружить пору с предельным значением толщины. Из сказанного выше вытекает необходимость учёта разрядности АЦП при выборе параметров систем цифровой радиографии для крупногабаритных объектов контроля с высокими потребительскими требованиями по чувствительности.

4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

Разработка НИР производится группой квалифицированных работников, состоящей из двух человек – руководителя и студента.

Данная выпускная квалификационная работа заключается в разработке программного симулятора комплекса цифровой радиографии. Объектом исследования является симулятор комплекса цифровой радиографии.

Целью раздела «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение» является определение перспективности и успешности НТИ, оценка его эффективности, уровня возможных рисков, разработка механизма управления и сопровождения конкретных проектных решений на этапе реализации.

Для достижения обозначенной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Оценить коммерческий потенциал и перспективность разработки НТИ;
2. Осуществить планирование этапов выполнения исследования;
3. Рассчитать бюджет затрат на исследования;
4. Произвести оценку научно-технического уровня исследования и оценку рисков.

К научно-исследовательским работам относятся работы поискового, теоретического и экспериментального характера, которые выполняются с целью расширения, углубления и систематизации знаний по определенной научной проблеме и создания научного задела.

4.1 Технико-экономическое обоснование НИР

В последнее время понятие цифровая радиография нашло широкое распространение при использовании радиационного контроля. К исходным

данным системы цифровой радиографии относятся: параметры источника излучения; форма, внутренняя структура, материал и размеры объекта контроля; материал и размеры элементарных чувствительных объёмов радиационно-оптических преобразователей; поперечные размеры элементарного фотооптического преобразователя, разрядность АЦП. Следует выделить несколько основных возможных направлений применения систем ЦР, связанных с анализом цифровых радиографических изображений. Основным направлением продолжает оставаться дефектоскопия, то есть обнаружение дефектов. Важным направлением также является визуализация внутренней структуры сложного объекта. В этом направлении выделяют промышленные приложения, например, контроль сборки и приложения, связанные с обеспечением экономической, транспортной и государственной безопасности, например, рентгеновский досмотровый контроль. В настоящее время развивается направление ЦР, позволяющее решать ряд измерительных задач, например, измерение линейных размеров, масс и объёмов структурных фрагментов и т.д.

4.2 Планирование работ по научно-техническому исследованию

Для выполнения научных исследований формируется рабочая группа, в состав которой могут входить научные сотрудники и преподаватели, инженеры, техники и лаборанты, численность групп может варьироваться. По каждому виду запланированных работ устанавливается соответствующая должность исполнителей.

В данном разделе составлен перечень этапов и работ в рамках проведения научного исследования, проведено распределение исполнителей по видам работ. Примерный порядок составления этапов и работ, распределение исполнителей по данным видам работ приведен в таблице 1.

Работу выполняло 2 человека: руководитель, студент-дипломник.

Трудоемкость выполнения НИР оценивается экспертным путем в человеко-днях и носит вероятностный характер, т.к. зависит от множества трудно учитываемых факторов.

Таблица 4.1 – Перечень этапов, работ и распределение исполнителей.

Основные этапы	№ раб	Содержание работ	Должность исполнителя
Разработка технического задания	1	Составление и утверждение технического задания	Руководитель
Выбор направления исследований	2	Подбор и изучение материалов по теме	Студент
	3	Выбор направления исследований	Руководитель
	4	Календарное планирование работ по теме	Руководитель
Теоретические и экспериментальные исследования	5	Подготовка образцов для экспериментов	Руководитель, студент
	6	Проведение экспериментов	Руководитель, студент
Обобщение и оценка результатов	7	Расшифровка данных и сравнение с имеющимися показателями	Студент
Оформления отчета по НИР	8	Составление пояснительной записки	Руководитель, студент

4.2.1 Определение трудоемкости этапов НИР

Расчет трудоемкости осуществляется опытно-статистическим методом, основанным на определении ожидаемого времени выполнения работ в человеко-днях по формуле

$$t_{ожі} = \frac{3t_{\min i} + 2t_{\max i}}{5}, \quad (4.1)$$

где $t_{ожі}$ – ожидаемая трудоемкость выполнения i -ой работы, чел.-дн.;

$t_{\min i}$ – минимально возможная трудоемкость выполнения заданной i -ой работы (оптимистическая оценка: в предположении наиболее неблагоприятного стечения обстоятельств), чел.-дн.;

$t_{\max i}$ – максимально возможная трудоемкость выполнения заданной i -ой работы (пессимистическая оценка: в предположении наиболее неблагоприятного стечения обстоятельств), чел.-дн.

Рассчитаем значение ожидаемой трудоёмкости работы:

Для установления продолжительности работы в рабочих днях используем формулу:

$$T_{pi} = \frac{t_{ожі}}{Ч_i}, \quad (4.2)$$

где T_{pi} – продолжительность одной работы, раб. дн.;

$t_{ожі}$ – ожидаемая трудоемкость выполнения i -ой работы, чел.-дн.;

$Ч_i$ – численность исполнителей, выполняющих одновременно одну и ту же работу на данном этапе, чел.

4.2.2 Разработка графика проведения научного исследования

Для удобства построения календарного план-графика, длительность этапов в рабочих днях переводится в календарные дни и рассчитывается по следующей формуле:

$$T_{ki} = T_{pi} \cdot k_{\text{кал}}, \quad (4.3)$$

где T_{ki} – продолжительность выполнения i -ой работы в календарных днях;

T_{pi} – продолжительность выполнения i -ой работы в рабочих днях;

$k_{\text{кал}}$ – коэффициент календарности.

Коэффициент календарности рассчитывается по формуле:

$$k_{\text{кал}} = \frac{T_{\text{кал}}}{T_{\text{кал}} - T_{\text{вых}} - T_{\text{пр}}}, \quad (4.4)$$

где $T_{\text{кал}}$ – количество календарных дней в году;

$T_{\text{вых}}$ – количество выходных дней в году;

$T_{\text{пр}}$ – количество праздничных дней в году.

Определим длительность этапов в рабочих днях и коэффициент календарности:

$$k_{\text{кал}} = \frac{T_{\text{кал}}}{T_{\text{кал}} - T_{\text{вых}} - T_{\text{пр}}} \quad (4.5)$$

$$k_{\text{кал}} = \frac{365}{365 - 104 - 14} = 1,48$$

тогда длительность этапов в рабочих днях, следует учесть, что расчетную величину продолжительности работ T_k нужно округлить до целых чисел.

Результаты расчетов приведены в таблице 4.2.

Таблица 4.2 Временные показатели проведения научного исследования

№ раб.	Исполнители	Продолжительность работ				
		$t_{\min}$, дни	чел- дни	$t_{\max}$, дни	чел- дни	$t_{\text{ож}}$, дни
1	Осипов С.П., Сиротьян Е.В.	2		2		2
2	Осипов С.П., Сиротьян Е.В.	12		13		12
3	Сиротьян Е.В.	1		2		1
4	Осипов С.П., Сиротьян Е.В.	4		5		4
5	Осипов С.П., Сиротьян Е.В.	10		12		10
6	Осипов С.П., Сиротьян Е.В.	11		12		11
7	Осипов С.П., Сиротьян Е.В.	11		13		11
8	Сиротьян Е.В.	7		8		5
9	Осипов С.П., Сиротьян Е.В.	10		11		10
10	Сиротьян Е.В.	8		10		10
ИТОГО						100

На основе таблице 4.2 построен календарный план-график в виде диаграммы Ганта представленной в таблице 4.3. График построен для максимального по длительности исполнения работ в рамках научно-исследовательского проекта за период времени дипломирования.

Составлен план НИР, в котором разработан календарный план. Общее содержание работ для проведения исследования составило 10 позиций. Для построения таблицы временных показателей проведения НИР был рассчитан коэффициент календарности. С помощью данных показателей был разработан календарный - план график проведения НИР по теме. Для иллюстрации календарного плана была использована диаграмма Ганта, что указывает на целесообразность проведения данного исследования.

Таблица 4.3 – Календарный план-график проведения НИР

№ Работ	Вид работ	Исполнители	T _{кi} кал. дн.	Продолжительность выполнения работ														
				январь			Феврал ь			Март			апрель			Май		
				1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	Составление и утверждение технического задания	Научный руководитель, Студент	2															
2	Выбор направления исследований	Научный руководитель	24															
3	Календарное планирование работ по теме	Научный руководитель	2															
4	Подбор и изучение материалов по теме	Студент	8															
5	Проведение теоретических расчетов и обоснований	Научный руководитель, студент	10															
6	Проведение экспериментов	Научный руководитель, студент	10															
7	Определение целесообразности проведения ОКР	Научный руководитель, студент	10															
8	Сопоставление результатов экспериментов с теоретическим и исследованиям и	Научный руководитель, студент	6															
9	Оценка эффективности полученных результатов	Научный руководитель, студент	8															
10	Составление пояснительной записки (эксплуатационно-технической документации)	Студент	20															

 – руководитель;  студент.

4.2.3 Расчет бюджета затрат на НИР

Затраты представляют собой все производственные формы потребления денег и измеримых в денежном измерении материальных ценностей, которые служат непосредственной производственной целью.

Рассчитываем смету расходов, включая затраты на приобретение необходимого оборудования для разработки проекта и текущие расходы. Затраты, образующие себестоимость продукции (работ, услуг), группируются в соответствии с их экономическим содержанием по следующим элементам:

$$K_{\text{проекта}} = I_{\text{мат}} + I_{\text{ам}} + I_{\text{зп}} + I_{\text{соц.отч}} + I_{\text{накл.расх}} + I_{\text{прочее}} \quad (4.5)$$

Материальные затраты отражают стоимость приобретенных материалов и сырья, которые входят в состав вырабатываемой продукции, образуя ее основу, или являются необходимыми компонентами при изготовлении продукции.

Для проведения научно-исследовательской работы требуются следующие виды оборудования: рентгеновский аппарат РАП 225, панель Perkin Elmer XRD 1621 AN/CN и компьютер.

Срок полезного использования каждого вида оборудования:

- 1) Рентгеновский аппарат РАП 225, панель Perkin Elmer XRD 1621 AN/CN – по пятой группе (оборудование испытательное): 7 лет.
- 2) Компьютер – по третьей группе (техника электронно-вычислительная): 5 лет.

Рассчитываем материальные затраты ($I_{\text{мат}}$).

$$I_{\text{мат}} = I_{\text{исп.уст}} + I_{\text{комп}} + I_{\text{обр}} \quad (4.6)$$

$$I_{\text{мат}} = 534000 + 24990 + 5000000 = 5558990$$

Амортизация основных фондов – сумма амортизационных отчислений на полное восстановление основных производственных фондов, вычисленная исходя из их балансовой стоимости и утвержденных норм амортизации. Корректно при расчете затрат учитывать в году приобретения и в последующие

годы только ту часть затрат, которая происходит от старения основных фондов в каждом году.

Таблица 4.4 – Материальные затраты

Наименование	Единица измерения	Количество	Цена за ед., руб.	Затраты на материалы, (З _м), руб.
Рентгеновский аппарат РАП 225	Килограмм	1	534 тыс.	534 тыс
Панель Perkin Elmer XRD 1621 AN/CN	Килограмм	1	5 млн	5 млн
Ноутбук	Шт	1	24990	24990
Итого				5 558 990

Рассчитаем амортизацию оборудования техники И_{ам.обор}, по следующей формуле:

$$И_{ам.обор} = \left(\frac{T_{исп.обор}}{365} \right) \times K_{обор} \times H_a, \quad (4.7)$$

где $T_{исп.обор}$ – время использования оборудование;

365 дней – количество дней в году;

$K_{обор}$ – стоимость оборудования;

H_a – норма амортизации.

$$H_a = \frac{1}{T_{с.с.обор}} \quad (4.8)$$

где $T_{с.с.обор}$ – срок службы оборудования

$$И_{ам.исп.уст} = \left(\frac{T_{исп.комп}}{365} \right) \cdot K_{исп.уст} \cdot H_a = \left(\frac{1}{365} \right) \cdot 534000 \cdot \frac{1}{10} = 146,3 \text{ руб}, \quad (4.9)$$

$$И_{ам.комп} = \left(\frac{T_{исп.комп}}{365} \right) \cdot K_{комп} \cdot H_a = \left(\frac{1}{365} \right) \cdot 24990 \cdot \frac{1}{5} = 13,7 \text{ руб}, \quad (4.10)$$

$$И_{\text{обр}} = \left(\frac{T_{\text{исп.комп}}}{365} \right) \cdot K_{\text{обр}} \cdot H_a = \left(\frac{1}{365} \right) \cdot 5000000 \cdot \frac{1}{15} = 904,1 \text{ руб}, \quad (4.11)$$

$$\Sigma И_{\text{ам.обор}} = K_{\text{исп}} + K_{\text{комп}} + K_{\text{обр}} = 146,3 + 13,7 + 904,1 = 1064,1 \text{ руб}, \quad (4.12)$$

4.2.4 Основная заработная плата исполнителей темы

Расчет заработной платы – заработная плата рассчитывается в соответствии с занятостью исполнителей, с учетом районного и тарифного коэффициентов исполнителей.

В состав затрат на оплату труда включаются:

- выплаты заработной платы за фактически выполненную работу;
- выплаты стимулирующего характера по системным положениям;
- выплаты по районным коэффициентам;
- компенсации за неиспользованный отпуск;
- другие виды выплат.

Примем, что полный фонд заработной платы ($\Phi_{\text{зп}}$):

$$\Phi_{\text{зп}} = 28000 \text{ руб},$$

Отчисления на социальные нужды выражаются в виде единого социального налога, который включает в себя: обязательные отчисления по установленным законодательством нормам органам государственного социального страхования, пенсионного фонда, государственного фонда занятости и медицинского страхования.

Единый социальный налог – 30%.

Рассчитываем отчисления на социальные нужды ($И_{\text{соц.отч.}}$):

$$И_{\text{соц.отч}} = ЕСН = 0,3 \cdot \Phi_{\text{зп}} = 0,3 \cdot 28000 = 8400, \quad (4.13)$$

Накладные расходы используют на следующее:

Накладные расходы используют на следующее:

- 1) затраты на текущий ремонт;

- 2) амортизацию основных производственных фондов;
- 3) затраты на охрану труда и пожарную безопасность.

Для проектных отделов накладные затраты составляют 200% от полного фонда заработной платы. Тогда:

$$I_{\text{накл.расх}} = 2 \cdot \Phi_{\text{зп}} = 2 \cdot 28000 = 56000 \text{ руб} \quad (4.14)$$

Рассчитываем себестоимость проекта ($K_{\text{проекта}}$).

$$K_{\text{проекта}} = I_{\text{ам.обор}} + \Phi_{\text{зп}} + I_{\text{накл.расх}} + I_{\text{соц.отч}} = 1064 + 28000 + 56000 + 8400 = 93464 \text{ руб} \quad (4.15)$$

Рассчитываем плановые накопления (ПР). Стоимость проекта включает в себя 30% прибыли, таким образом:

$$\text{ПР} = 0.3 \cdot K_{\text{проекта}} = 0.3 \cdot 93464 = 28039,2 \quad (4.16)$$

Рассчитываем стоимость проекта (Ц).

$$\text{Ц} = K_{\text{проекта}} + \text{ПР} = K_{\text{проекта}} + \text{ПР} = 93464 + 28039,2 = 121503,2 \quad (4.17)$$

Таблица 4.5 - Смета затрат на научно-исследовательскую работу

Виды затрат	Обозначение	Сумма затрат, руб.
Амортизация оборудования	$I_{\text{ам,обор}}$	1064
Затраты на оплату труда	ЗП	28000
Отчисления на социальные нужды	$I_{\text{соц.отч}}$	8400
Накладные расходы	$I_{\text{накл.расх}}$	56000
Себестоимость проекта	$K_{\text{проекта}}$	93464
Плановые накопления (прибыль)	ПР	28039,2
Стоимость проекта (цена)	Ц	121503,2

Исходя из расчетов и полученных результатов приведенных в таблице 4.5, можно сделать вывод, что данная научно исследовательская работа входит в обозначенные бюджетные ограничения, так как стоимость проекта равная 121503,2 рублей, меньше приблизительной суммы затрат равной 6 млн рублей.

4.3 Оценка целесообразности исследования

4.3.1 Оценка научно-технического уровня следования

Для определения научно - технического уровня проекта, его научной ценности, технической значимости и эффективности необходимо, рассчитать коэффициент научно-технического уровня (НТУ).

Коэффициент НТУ рассчитывается при помощи метода балльных оценок. Суть метода состоит в присвоении каждому из признаков НТУ определенного числа баллов по принятой шкале. Общую оценку приводят по сумме баллов по всем показателям с учетом весовых характеристик.

Формула для определения общей оценки:

$$\text{НТУ} = \sum_{i=1}^n k_i \times \Pi_i \quad (4.18)$$

где k_i – весовой коэффициент i – го признака;

Π_i – количественная оценка i – го признака.

Таблица 4.6 – Весовые коэффициенты НТУ

Признаки НТУ	Весовой коэффициент
Уровень новизны	0,8
Теоретический уровень	0,7
Возможность реализации	0,6

Таблица 4.7 – Шкала оценки новизны

Баллы	Уровень
1-4	Низкий НТУ
5-7	Средний НТУ
8-10	Сравнительно высокий НТУ
11-14	Высокий НТУ

Таблица 4.8 - Значимость теоретических уровней

Характеристика значимости теоретических уровней	Баллы
Разработка нового метода	10
Глубокая разработка проблем, многосторонний анализ	8
Разработка численных экспериментов	6
Элементарный анализ результатов исследования	3

Таблица 4.9 - Возможность реализации по времени и масштабам

Время реализации	Баллы
В течение первых лет	10
От 5 до 10 лет	4
Свыше 10 лет	2

Расчет НТУ:

$$\text{НТУ} = \sum_{i=1}^n k_i \times \Pi_i \quad (4.19)$$

где $k_1 = 0,8$; $k_2 = 0,7$; $k_3 = 0,6$;

$\Pi_1 = 9$; $\Pi_2 = 6$; $\Pi_3 = 4$;

$\text{НТУ} = 0,8 \cdot 9 + 0,7 \cdot 6 + 0,6 \cdot 4 = 13,8$.

По полученным значениям коэффициент научно-технического уровня (НТУ) можно сказать о достаточно высоком научно - техническом уровне исследования, его научной ценности, технической значимости и эффективности.

4.3.2 Оценка возможных рисков

Произведем оценку рисков. Определение рисков является одним из важнейших моментов при создании проекта. Учет рисков даст возможность избежать опасные факторы, которые негативно отражаются на внедрении в жизнь проекта.

При оценке важности рисков оценивается вероятность их наступления (P_i). По шкале от 0 до 100 процентов: 100 – наступит точно, 75 – скорее всего наступит, 50 – ситуация неопределенности, 25 – риск скорее всего не наступит, 0 – риск не наступит. Оценка важности риска оценивается весовым коэффициентом (w_i). Важность оценивается по 10- балльной шкале b_i . Сумма весовых коэффициентов должна равняться единице. Оценка важности рисков приведена в таблицах 4.10–4.14.

Таблица 4.10 – Социальные риски

№	Риски	P_i	b_i	w_i	$P_i \cdot w_i$
1	Низкая квалификация персонала	0	2	0,061	0
2	Непросвещенность предприятий о данном методе	50	4	0,168	8,928
3	Несоблюдение техники безопасности	25	6	0,23	6,25
4	Увеличение нагрузки на персонал	50	4	0,168	8,928
	Сумма		16	0,627	24,1

Таблица 4.11 – Экономические риски

№	Риски	P_i	b_i	w_i	$P_i \cdot w_i$
1	Инфляция	100	2	0,029	1,960
2	Экономический кризис	25	3	0,049	0,980
3	Непредвиденные расходы в плане работ	25	5	0,126	5,862
4	Сложность выхода на мировой рынок	75	6	0,136	10,29
	Сумма		16	0,34	19,92

Таблица 4.12 – Технологические риски

№	Риски	P_i	b_i	w_i	$P_i \cdot w_i$
1	Возможность поломки оборудования	25	6	0,24	5,25
2	Низкое качество поставленного оборудования	25	8	0,313	7,0357
	Сумма		14	0,553	12,2857

Таблица 4.13 – Научно-технические риски

№	Риски	P_i	b_i	w_i	$P_i \cdot w_i$
1	Развитие конкурентных методов	50	5	0,135	8,936
2	Отсутствие результата в установленные сроки	25	6	0,123	6,25
3	Несвоевременное патентование	25	8	0,176	3,657
	Сумма		19	0,434	18,843

Таблица 4.14 – Общие риски

№ п/п	Риски	b_i	w_i	$b_i \cdot w_i$
1	Социальные	16	0,627	10,03
2	Экономические	16	0,34	5,44
3	Технологические	14	0,553	7,742
4	Научно-технические	19	0,434	8,246
Итого				31,458

Расчет рисков дает общую оценку в 31,458. Эта цифра говорит, что проект имеет право на жизнь, хотя и не лишен вероятных препятствий.

В экономическом разделе выпускной квалификационной работы было проведено планирование и составлены графики научно технического исследования. Всего требуется 100 рабочих дней на реализацию научно технического исследования. Составлена смета затрат на научно техническое исследование. Проведен расчет амортизационных вложений, расчет заработной платы, эксплуатационные и накладные расходы. Величина затрат на реализацию НТИ составила 121503,2 рубля.

5 Социальная ответственность

Целью ВКР является разработка программного симулятора комплекса цифровой радиографии. Объектом исследования является симулятор комплекса цифровой радиографии. В последнее время понятие цифровая радиография нашло широкое распространение при использовании радиационного контроля. К исходным данным системы цифровой радиографии относятся: параметры источника излучения; форма, внутренняя структура, материал и размеры объекта контроля; материал и размеры элементарных чувствительных объёмов радиационно-оптических преобразователей; поперечные размеры элементарного фотооптического преобразователя, разрядность АЦП.

5.1 Производственная безопасность

5.1.1 Анализ вредных факторов, которые могут возникнуть в лаборатории при проведении исследований

В таблице 5.1 Приведены вредные и опасные факторы, которые могут возникнуть при проведении исследований. Выделены два основных вида работ – обработка результатов измерений и работа с рентгеновским аппаратом.

Таблица 5.1 – Вредные и опасные факторы

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	Факторы ГОСТ 12.0.003-2015 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
Обработка результатов измерений за компьютером	Воздействие излучений (электромагнитное и радиочастотное); Недостаточная освещенность рабочей зоны; Отклонение показателей микроклимата от нормальных; Повышенный уровень шума	Электрический ток	СанПиН 2.2.4/2.1.8.055-96[46]; ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ[47]; СНиП 23-05-95[48]; СанПиН 2.2.4.548-96[49];
Работа с рентгеновским аппаратом РАП 225	Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне		НРБ-99/2009[50]; СП 2.6.1.2523-09[51]

5.1.2 Микроклимат лаборатории

Микроклимат производственной среды регламентируются. Работа в лаборатории соответствует категории работ – Ib [49].

Таблица 5.2 Оптимальные и допустимые параметры микроклимата

Период года	Температура, °С	Относительная влажность, %	Скорость движения воздуха, м/с
Холодный и переходный	23-25	40-60	0,1
Теплый	23-25	40	0,1

К мероприятиям по оздоровлению воздушной среды в производственном помещении относятся: правильная организация вентиляции и кондиционирования воздуха, отопление помещений. Вентиляция может осуществляться естественным и механическим путём. В помещение должны подаваться следующие объёмы наружного воздуха: при объёме помещения до 20 м³ на человека - не менее 30 м³ в час на человека; при объёме помещения более 40 м³ на человека и отсутствии выделения вредных веществ допускается естественная вентиляция. [50].

5.1.3 Повышенный уровень шумов

Повышенный шум ухудшает условия труда, оказывает вредное воздействие на организм человека, а именно, на органы слуха и на весь организм через центральную нервную систему. В результате этого ослабляется внимание, ухудшается память, снижается реакция, увеличивается число ошибок при работе. На рабочем месте лаборанта и инженера лаборатории уровень шума на рабочем месте не должен превышать 50 дБ. [53].

5.1.4 Недостаточная освещенность

Утомляемость органов зрения может быть связана как с недостаточной освещенностью, так и с чрезмерной освещенностью, а также с неправильным направлением света. Помещения со специальным оборудованием должны

иметь естественное и искусственное освещение. Для данного типа, относящихся к 3 разряду – высокая точность работ, минимальная освещенность в лаборатории должна составлять 300-500 лк. Вследствие производственной необходимости работа в лаборатории производится без естественного освещения, данные условия согласованы с органами государственного надзора за охраной труда. Общее освещение лаборатории должно быть выполнено в виде сплошных или прерывистых линий светильников, которые располагаются в стороне от рабочих мест параллельно линии зрения работников. Допускается размещение линии светильников искусственного освещения локально над рабочими местами. Для общего освещения необходимо применять светильники с рассеивателями и зеркальными экранами сетками или отражателями, укомплектованные высокочастотными пускорегулирующими аппаратами. Применение светильников без рассеивателей и экранных сеток запрещается. [48].

5.1.5 Повышенный уровень ионизирующего излучения

Защита персонала и гражданского населения в соответствии с нормативами [53] СП 2.6.1.2523-09 обеспечивается конструкцией радиационной защиты специально оборудованного помещения, в котором располагается экспериментальная рентгеновская установка. К работе с досмотровым комплексом допускается предварительно обученный персонал группы А и Б. Для инженеров лаборатории (персонал группы А) допустимая эффективная доза составляет 20 мЗв в год в среднем за последовательные 5 лет, но не более 50 мЗв в год. Облучение эффективной дозой свыше 200 мЗв в течение года должно рассматриваться как потенциально опасное. Лица, подвергшиеся такому облучению, должны немедленно выводиться из зоны облучения и направляться на медицинское обследование. Последующая работа с источниками излучения этим лицам может быть разрешена только в индивидуальном порядке с учетом их согласия по решению компетентной медицинской комиссии.

Мероприятия для предотвращения облучения выше нормы. Перед проведением эксперимента персонал заблаговременно обязан покинуть помещение с рентгеновской установкой, плотно закрыть двери и убедиться, что все необходимые условия безопасности выполнены. Работа рентгеновского аппарата сопровождается звуковым сигналом с временным запасом 10 секунд, таким образом, вероятность нахождения персонала в бункере во время работы по причине рассеянности сведена к минимуму. К названным мерам следует добавить использование индивидуального нагрудного дозиметра. Также для большей безопасности перед помещением со стороны входа выставляется знак «Осторожно, радиация» и ведется постоянное видеонаблюдение за помещением.

5.1.6 Электрический ток

В зависимости от условий в помещении опасность поражения человека электрическим током увеличивается или уменьшается. Не следует работать с комплексом в условиях повышенной влажности (относительная влажность воздуха длительно превышает 75%), высокой температуры (более 35°C), наличии токопроводящей пыли, токопроводящих полов и возможности одновременного прикосновения к имеющим соединение с землёй металлическим элементам и металлическим корпусом электрооборудования. Оператор установки работает с электроприборами: компьютером (дисплей, системный блок и т.д.) и периферийными устройствами. Существует опасность электропоражения в следующих случаях:

- при непосредственном прикосновении к токоведущим частям во время ремонта частей досмотровой установки;
- при прикосновении к нетоковедущим частям, оказавшимся под напряжением (в случае нарушения изоляции токоведущих частей компьютера или установки);
- при прикосновении с полом, стенами, оказавшимися под напряжением;

– при коротком замыкании в высоковольтных блоках: блоке питания и блоке дисплейной развёртки.

5.2 Экологическая безопасность

5.2.1 Анализ влияния процесса исследования на окружающую среду.

Процесс исследования не влияет каким-либо образом на окружающую среду, так как не имеет каких-либо расходуемых материалов, которые могли бы оказать влияние на окружающую среду, во время исследования.

5.2.2 Анализ влияния объекта исследования на окружающую среду.

Увеличение содержания углекислого газа в атмосфере, истощение озонового слоя и прочие загрязнения природы приводят к тому, что в природе изменяются привычные для данного периода условия обитания. Согласно [54], в случае возникновения аварии должны быть приняты практические меры для восстановления контроля над источником излучения и сведения к минимуму доз облучения, количества облученных лиц, радиоактивного загрязнения окружающей среды. При радиационной аварии или обнаружении радиоактивного загрязнения ограничение облучения осуществляется защитными мероприятиями, применимыми, как правило, к окружающей среде и (или) к человеку. Материалы, с которыми проводятся опыты, а именно: алюминий, сталь, железо, цемент, древесина, вода, плексиглас – в последствие остаются для вторичного использования. Часть из них остается как основа для дальнейшего исследования, часть перерабатывается для последующего использования в других отраслях.

5.3 Безопасность в чрезвычайных ситуациях.

Чрезвычайная ситуация (ЧС) – это обстановка на определенной территории, сложившаяся в результате аварии, опасного природного явления, катастрофы, стихийного или иного бедствия, которая может повлечь или повлекла за собой человеческие жертвы, ущерб здоровью людей или

окружающей природной среде, значительные материальные потери, нарушения условий жизнедеятельности людей.

К чрезвычайным ситуациям в лаборатории можно отнести:

- пожар;
- стихийные бедствия;
- социальные конфликты.

Действия работника при возникновении пожара:

- позвонить по телефону в пожарную охрану и сообщить о пожаре;
- помочь работникам покинуть зону воздействия опасных факторов пожара;
- отключить электрооборудование;
- выключить вентиляцию.

Распоряжением по лаборатории из числа сотрудников назначается человек, который организует все противопожарные мероприятия, получив инструктаж местной пожарной команды.

Причины возникновения пожара электрического характера: короткое замыкание, перегрузки по току, искрение и электрические дуги, статическое электричество и т. п.

Для устранения причин возникновения пожаров в помещении лаборатории должны проводиться следующие мероприятия:

- а) сотрудники лаборатории должны пройти противопожарный инструктаж;
- б) сотрудники обязаны знать расположение средств пожаротушения и уметь ими пользоваться;
- в) необходимо обеспечить правильный тепловой и электрический режим работы оборудования;
- г) пожарный инвентарь и первичные средства пожаротушения должны содержаться в исправном состоянии и находиться на видном и легко доступном месте.

В лаборатории имеются 2 огнетушителя марки ОУ-2 предназначены для тушения загорания различных веществ и материалов, за исключением щелочноземельных элементов, а также электроустановок под напряжением до 1000В. При тушении электроустановок, находящихся под напряжением, не допускается подводить раструб ближе 1 метра до электроустановки и пламени.

В случаях, когда не удастся ликвидировать пожар самостоятельно, необходимо вызвать пожарную охрану и покинуть помещение, руководствуясь разработанным и вывешенным планом эвакуации.

5.4 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности.

5.4.1 Специальные (характерные для проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства.

Специальные правовые нормы трудового законодательства

1. К работе с радиоактивными веществами и ионизирующими излучениями допускаются только лица, достигшие 18 лет, которые прошли специальное медицинское обследование состояния здоровья и были признаны по результатам этого обследования пригодными к указанной работе. Беременные женщины к такого рода работам не допускаются.

2. Перед началом работы с радиоактивными веществами и ионизирующими излучениями в зависимости от технического и научного уровня и характера работ каждый работник должен пройти специальное обучение и сдать соответствующий экзамен по технике радиационной безопасности.

3. Все работы с радиоактивными веществами и ионизирующими излучениями должны проводиться в условиях строжайшего соблюдения правил радиационной безопасности и при наличии постоянного контроля со стороны лиц, ответственных за радиационную безопасность в данном учреждении.[55]

5.4.2 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны.

Для организации безопасной работы с рентгеновской установкой выделяют 4 принципа:

- уменьшение мощности источников до минимальных величин («защита количеством»);
- сокращение времени работы с источниками («защита временем»);
- увеличение расстояния от источников до работающих («защита расстоянием»);
- экранирование источников излучения материалами, поглощающими ионизирующее излучение.

Рабочее место является первичным звеном производства, оно представляет собой определенный участок производственной площади цеха, предназначенный для выполнения одним рабочим порученной работы, специально приспособленный и технически оснащенный в соответствии с характером этой работы. От того, насколько правильно и рационально будет организовано рабочее место, зависит безопасность и производительность труда. Как правило, каждое рабочее место оснащено основным и вспомогательным оборудованием и соответствующим инструментом. Отсутствие на рабочем месте удобного вспомогательного или нерациональное расположение, захламленность создают условия для возникновения травматизма.

Заключение

Поставленные руководителем цели и задачи были выполнены. В программе-симуляторе систем цифровой радиографии реализован способ описания ОК методом последовательного замещения. В этом методе часть внутреннего объёма объемлющего фрагмента заменяется внутренними фрагментами. Метод эффективен для небольшого числа структурных фрагментов ОК.

Программа-симулятор наиболее эффективна для имитационного моделирования систем цифровой радиографии для контроля сложных по форме ОК в случае применения предварительных фильтров для преднамеренного ужесточения пучка рентгеновского излучения. В результате предварительной фильтрации можно считать рентгеновское излучение псевдо-монохроматическим, что приводит к допустимости условной замены источника рентгеновского излучения источником гамма-излучения и к повышению быстродействия программы.

Список использованных источников

1. Heindel T.J. A review of X-ray flow visualization with applications to multiphase flows // *Journal of Fluids Engineering*. – 2011. – Vol. 133. – no. 7. – P. 074001–1–074001–16. DOI: 10.1115/1.4004367
2. Ewert U., Zscherpel U., Heyne K., Jechow M., Bavendiek K. Image quality in digital industrial radiography // *Materials Evaluation* – 2012. – Vol. 70. – no. 8. – P. 955–964.
3. Kolkoori S., Wrobel N., Osterloh K., Redmer B., Deresch A., Ewert U. High energy radiography for detecting details in highly complex packings // *MP Materials Testing*. – 2013. – Vol. 55. – no. 9. – P. 683–688.
4. Schlüter S., Sheppard A., Brown K., Wildenschild D. Image processing of multiphase images obtained via X-ray microtomography: a review // *Water Resources Research*. – 2014. – Vol. 50. – no. 4. – P. 3615–3639.
5. De Chiffre L., Carmignato S., Kruth J. P., Schmitt R., Weckenmann A. Industrial applications of computed tomography // *CIRP Annals-Manufacturing Technology*. – 2014. – Vol. 63. – no. 2. – P. 655–677.
6. Удод В.А., Ван Я., Осипов С.П., Чахлов С.В., Усачёв Е.Ю., Лебедев М.Б., Темник А.К. Современное состояние и перспективы развития систем цифровой рентгенографии для дефектоскопии, диагностики и досмотрового контроля объектов // *Дефектоскопия*. – 2016. – № 9. – С. 11–28.
7. Чахлов С.В., Осипов С.П., Темник А.К., Удод В.А. Современное состояние и перспективы развития рентгеновской вычислительной томографии // *Дефектоскопия*. – 2016. – № 4. – С. 56–70.
8. Udod V., Van J., Osipov S., Chakhlov S., Temnik A. State of the Art and Development Trends of the Digital Radiography Systems for Cargo Inspection // *Journal of Physics: Conference Series*. – 2016. – Vol. 671. – No. paper 012059. – 5 p.
9. Oliveira J., Martins P.M., Martins P., Correia V., Rocha J.G., Lanceros-Mendez, S. Gd₂O₃: Eu³⁺/PPO/POPOP/PS composites for digital imaging radiation detectors // *Applied Physics A*. – 2015. – Vol. 121. – no. 2. – P. 581–587.

10. Awadalla S. (ed.). Solid-state radiation detectors: technology and applications. – Boca Raton, FL: Taylor & Francis Group, 2015. – 393 p.
11. Майоров А.А. Цифровые технологии в неразрушающем контроле // Журнал «В мире НК». – 2009 – №. 3. – С. 26–37.
12. Ryzhikov V.D., Kozin D.N. On the choice of scintillators for scintillatorphotodiode detectors for digital radiography // Functional materials. – 2004. – no. 1. – P. 205–08.
13. Kasap S.O., Rowlands J.A. Review X-ray photoconductors and stabilized a-Se for direct conversion digital flat-panel X-ray image-detectors // Journal of materials science: materials in electronics. – 2000. – Vol. 11. – no. 3. – P. 179–198.
14. Ballabriga R. et al. Review of hybrid pixel detector readout ASICs for spectroscopic X-ray imaging // Journal of Instrumentation. – 2016. – Vol. 11. – no. paper. P01007.
15. Основы промышленной рентгеновской съёмки. Технический справочник. Tokyo: Fujifilm Corporation. – 2009. – 34 с.
16. Digital Imaging Plates. Carestream Industrex. Rochester NY: Carestream Health, Inc. 2001. 5 p.
17. Nagarkar V.V. CCD-based high resolution digital radiography system for nondestructive evaluation // Nuclear Science Symposium, 1996. Conference Record. – 1996. – V. 1. – P. 246–250.
18. 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. – art. no. 92120J. – 6 p.
19. Clausnitzer V., Hopmans J.W. Pore-scale measurements of solute breakthrough using microfocus X-ray computed tomography // Water Resources Research. – 2000. – Vol. 36. – no. 8. – P. 2067–2079.

20. 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. – no. 1. – P. s75–s81.
21. Капустин В.И., Осипов С.П. О критериях сравнения различных модификаций методов цифровой радиографии // *Контроль. Диагностика.* – 2013. – № 12. – С. 25–32.
22. 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.
23. Zav'yalkin F.M., Osipov S.P. Dependence of the mean value and fluctuations of the absorbed energy on the scintillator dimensions // *Soviet Atomic Energy.* – 1985. – Vol. 59. – no. 4. – P. 842–846.
24. Schiff L.I. Energy-angle distribution of thin target bremsstrahlung // *Physical review.* – 1951. – Vol. 83. – P. 252–253.
25. 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.
26. Gamma data for elements. <http://www.ippe.ru/podr/abbn/libr/gdfe.php>
27. Zav'yalkin F.M., Osipov S.P. Calculation of the scattering function of a multichannel scintillation detector used to record high-energy photon radiation // *Soviet Atomic Energy.* – 1986. – Vol. 60. – no. 2. – P. 186–188.
28. Aichinger H., Dierker J., Joite-Barfuß S., Säbel M. Image quality and dose // *Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology.* – Springer Berlin Heidelberg, 2012. – P. 85–101.
29. 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. – no. 3. – P. 351–361.
30. Nedavnii O.I., Osipov S.P. Approximation of the relationships of the integral and differential attenuation factors of continuous X-rays (bremsstrahlung) to

the absorbing filter thickness // Russian Journal of Nondestructive Testing. – 1994. – Vol. 30. – no. 9. – P. 716–719.

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

32. 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.

33. Goldman L.W. Principles of CT: radiation dose and image quality // Journal of nuclear medicine technology. – 2007. – Vol. 35. – no. 4. – P. 213–225.

34. Watson S.A. Real-time spot size measurement for pulsed high-energy radiographic machines // Particle Accelerator Conference, Proceedings of the 1993. – IEEE, 1993. – P. 2447–2449.

35. Yaffe M.J., Rowlands J.A. X-ray detectors for digital radiography // Physics in Medicine and Biology. – 1997. – Vol. 42. – no. 1. – P. 1–39.

36. Mahajan C.S. Mass attenuation coefficients of beta particles in elements // Science Research Reporter. – 2012. – Vol. 2. – no. 2. – P. 135–141.

37. Boden S., Bieberle M., Hampel U. Quantitative measurement of gas hold-up distribution in a stirred chemical reactor using X-ray cone-beam computed tomography // Chemical Engineering Journal. – 2008. – Vol. 139. – no. 2. – P. 351–362.

38. Osipov S. et al. Estimation of parameters of digital radiography systems. https://www.researchgate.net/profile/S_Osipov/publication/315718881_Estimation_of_parameters_of_digital_radiography_systems/links/58de872aa6fdcc41bf8e9873/Estimation-of-parameters-of-digital-radiography-systems.pdf

39. Макаров Е.Г. Инженерные расчеты в Mathcad 15. – СПб.: Питер, 2011.

40. Кирьянов Д.В. Mathcad 15/Mathcad Prime 1.0. – СПб.: БХВ-Петербург, 2012.

41. Кудрявцев Е. Mathcad 11: Полное руководство по русской версии. – М.: ДМК Пресс, 2005.
42. Kramers H.A. XCIII. On the theory of X-ray absorption and of the continuous X-ray spectrum // The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science. – 1923. – Vol. 46. – no. 275. – P. 836–871.
43. Сторм Э., Исраэль Х. Сечения взаимодействия гамма-излучения (для энергий 0,001-100 Мэв и элементов с 1 по 100): Справочник. – М: Атомиздат, 1973.
44. Половко А. Интерполяция. Методы и компьютерные технологии их реализации. – СПб.: БХВ-Петербург, 2004.
45. Кочегурова Е.А. Вычислительная математика: лабораторный практикум. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2014.
46. СанПиН 2.2.4/2.1.8.055-96 «Электромагнитные излучения радиочастотного диапазона»
47. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ «Система стандартов безопасности труда. Электробезопасность. Предельно допустимые значения напряжений прикосновения и токов»
48. СП 52.13330.2011 «Естественное и искусственное освещение. Актуализированная редакция СНиП 23-05-95»
49. СанПиН 2.2.4.548–96. Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений
50. СНиП 2.09.04-87. «Строительные нормы и правила административные и бытовые здания»
51. НРБ-99/2009 «Нормы радиационной безопасности»
52. СП 2.6.1.2523-09 «Нормы радиационной безопасности. Санитарные правила и нормативы»
53. ГОСТ 12.1.003– 2014.ССБТ «Система стандартов безопасности труда. Шум»
54. Федеральный закон от 22.07.2008 № 123-ФЗ (ред. от 13.07.2015) «Технический регламент о требованиях пожарной безопасности»

55. ОСПОРБ99-2010 «Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности»

Приложение

Программа симуляции систем цифровой радиографии

1. Исходные данные

Число Авогадро -

$$NA := 6.023 \cdot 10^{23}$$

Материалы ОК - углерод C, водород H

Молярные массы материалов

$$MC := 12.011$$

$$MH := 1$$

Барьеры толщиной ρH от 1 до 60 г/см²

Радиометрический детектор на основе $CdWO_4$

плотность сцинтиллятора в г/см³

$$\rho_{sc} := 7.9$$

толщина сцинтиллятора в см

$$h_{sc} := 0.3$$

молярные массы составл. сцинтиллятора

$$MCd := 112.4$$

$$MW := 183.8$$

$$MO := 15.999$$

разрядность АЦП

$$mm := 20$$

макс. энергия рентгеновского излучения E_{max} варьируется от 100 до 350 кэВ

2. Ввод таблицы, сформированной из 127-групповой библиотеки данных о взаимодействии гамма-излучения с веществом

Столбцы

0

номер группы

1

энергия в группе в эВ (нижний уровень или средняя)

2 и последующие (до предпоследней включительно) полные сечения взаимодействия в барн/атом

последний - средняя энергия зарегистрированного кванта

$$C := \text{READPRN}("a_korrekt.txt")$$

таблица aaa.txt находится в директории программы

3. Преобразование введенной таблицы

$j := 0..126$

$i := 0..9$

Энергии переводится в кэВ, сечения и энергия зарегистрированного фотона ранжируются по возрастанию энергии, сечения пересчитываются в МКО

Структура файла aaa.txt

0 столбец номер; 1 энергия; 2 углерод; 3 водород

4 кадмий; 5 вольфрам; 6 кислород

$n_j := C_{j,0}$

$E_j := \frac{C_{126-j,1}}{1000}$

$mc_j := \frac{C_{126-j,2} \cdot 10^{-24} \cdot NA}{MC}$

$mh_j := \frac{C_{126-j,3} \cdot 10^{-24} \cdot NA}{MH}$

$mcd_j := \frac{C_{126-j,4} \cdot 10^{-24} \cdot NA}{MCd}$

$mw_j := \frac{C_{126-j,5} \cdot 10^{-24} \cdot NA}{MW}$

$mo_j := \frac{C_{126-j,6} \cdot 10^{-24} \cdot NA}{MO}$

Таблица ЛКО сцинтиллятора

$\mu_{scj} := \frac{mcd_j \cdot MCd + mw_j \cdot MW + mo_j \cdot MO \cdot 4}{MCd + MW + MO \cdot 4} \cdot \rho_{sc}$

4. Нахождение коэффициентов сплайн-интерполяции для всех зависимостей

$vc := cspline(E, mc)$

$vh := cspline(E, mh)$

$vsc := cspline(E, \mu_{sc})$

$vW := cspline(E, mw)$

5. Введение функций - зависимостей МКО(mas) и ЛКО(mi) и средней энергии зарегистрированного фотона от энергии и т.п.

$masc(x) := interp(vc, E, mc, x)$

$mash(x) := interp(vh, E, mh, x)$

$masw(x) := interp(vW, E, mw, x)$

$musc(x) := interp(vsc, E, \mu_{sc}, x)$

эффективность регистрации - функция от энергии

$$\varepsilon(x, hsc) := 1 - e^{-hsc \cdot musc(x)}$$

эквивалентная толщина окна вольфрамового фильтра, в см

плотность вольфрама

$$hw := 0.005$$

$$\rho w := 19$$

распределение интенсивности по энергии рентгеновского излучения с учетом первичного фильтра из вольфрама

E_{min} возьмём равной 5 кэВ

$$f(emax, x) := \frac{[(emax - x) \cdot e^{-masw(x) \cdot hw \cdot \rho w}]}{\int_5^{emax} (emax - x) \cdot e^{-masw(x) \cdot hw \cdot \rho w} dx}$$

6. Формулы для оценки аналогового сигнала и счётного сигнала

mm - разрядность АЦП

$$mas(x) := \frac{(masc(x) \cdot 14 + mash(x) \cdot 2)}{16}$$

$$I(emax, \rho H, n0, a, b, t) := n0 \cdot a \cdot b \cdot t \cdot \int_5^{emax} f(emax, x) \cdot 1 \cdot e^{-mas(x) \cdot \rho H} \cdot \varepsilon(x, hsc) dx$$

$$N(emax, \rho H, n0, a, b, t) := n0 \cdot a \cdot b \cdot t \cdot \int_5^{emax} f(emax, x) \cdot \frac{1}{x} \cdot e^{-mas(x) \cdot \rho H} \cdot \varepsilon(x, hsc) dx$$

Максимальный сигнал по воздуху (нулевая толщина ОК), максимальная величина цифрового сигнала ($2^m - 1$), величина интервала дискретизации равна

$$C := 0.9$$

$$D(emax, n0, a, b, t) := \frac{I(emax, 0, n0, a, b, t)}{(2^{mm} - 1) \cdot C}$$

максимальная величина цифрового сигнала

$$ID0(emax, n0, a, b, t) := \text{floor} \left(\frac{I(emax, 0, n0, a, b, t)}{D(emax, n0, a, b, t)} \right)$$

7. Симуляция радиографического изображения

Размер панели в мм А*В

$$A := 200$$

$$B := 200$$

Размер панели в пикселях n*m

$$n := 1024$$

$$m := 1024$$

Размер пикселя

$$a := \frac{A}{n}$$

$$b := \frac{B}{m}$$

Количество строк и столбцов в изображении

$$RC := n$$

$$M := m$$

Интервалы изменения координат по осям x и y

$$i := 0..RC$$

$$j := 0..M$$

Формирование радиографического изображения

Объект контроля брусок из углеводорода размерами A_0, B_0 в мм Нос в см

$$A_0 := A$$

$$B_0 := B$$

$$Hoc := 20$$

$$\rho := 1.02$$

Смещение ОК относительно угловой точки панели dA, dB

$$dA := 0$$

$$dB := 0$$

Предварительная информация по интенсивности, шумам

$$emax := 100$$

$$n0 := 80000000$$

$$t := 1000$$

$$IH := I(emax, \rho \cdot Hoc, n0, a, b, t)$$

$$\sigma_H := \frac{IH}{\sqrt{N(emax, \rho \cdot Hoc, n0, a, b, t)}}$$

$$I0 := I(emax, 0, n0, a, b, t)$$

$$\sigma_0 := \frac{I0}{\sqrt{N(emax, 0, n0, a, b, t)}}$$

Размер поры в см

$$\Delta Hoc := 0.005$$

Положение угловых точек поры в виде прямоугольника

$$A1 := 90$$

$$A2 := 100$$

$$B1 := 90$$

$$B2 := 100$$

Сигнал в дефектной области

$$IH1 := I[emax, \rho \cdot (Hoc - \Delta Hoc), n0, a, b, t]$$

**Аналоговое изображение детерминированного обобщённого ОК
(собственно ОК + воздух)**

$$t1 := time(0)$$

$$x_i := \frac{a}{2} + i \cdot a$$

$$y_j := \frac{b}{2} + j \cdot b$$

$$Mppi,j := \begin{cases} IH & \text{if } [(dA \leq x_i \leq Ao) \wedge (dB \leq y_j \leq Bo)] \\ IO & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$L_{i,j} := (A1 \leq x_i \leq A2) \wedge (B1 \leq y_j \leq B2) \wedge (dA \leq x_i \leq Ao) \wedge (dB \leq y_j \leq Bo)$$

$$Mpi,j := \begin{cases} IH1 & \text{if } L_{i,j} \\ Mppi,j & \text{otherwise} \end{cases}$$

Радиационный контраст от дефекта

$$\frac{IH1 - IH}{IH} = 0.001015$$

Уровни шумов по фрагментам изображения

$$\sigma_{ni,j} := \begin{cases} \sigma H & \text{if } [(dA \leq x_i \leq Ao) \wedge (dB \leq y_j \leq Bo)] \\ \sigma 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

Отношение сигнал/шум

$$SNR := \frac{IH1 - IH}{\sigma H}$$

$$SNR = \blacksquare$$

Изображение чёрного (темновые сигналы)+шум

$$rf_{i,j} := rnd(1)$$

$$u := 0$$

$$xx := 0$$

$$Mf := Mp_{2,2} \cdot 0.02$$

$$\sigma f := 0.05 \cdot Mf$$

$$\text{fff}_{i,j} := \max\left(0, \text{root}\left(\text{erf}\left(\frac{u}{\sqrt{2}}\right) + 1 - \text{rf}_{i,j} \cdot 2, u\right) \cdot \sigma f + Mf\right)$$

Зашумлённое аналоговое радиографическое изображение

$$\text{m}_{i,j} := \text{rnd}(1)$$

$$\text{ppp}_{i,j} := \max\left(0, \text{root}\left(\text{erf}\left(\frac{xx}{\sqrt{2}}\right) + 1 - \text{m}_{i,j} \cdot 2, xx\right) \cdot \sigma \text{n}_{i,j} + M\text{p}_{i,j} + \text{fff}_{i,j}\right)$$

Оцифровка аналогового радиографического изображения

$$\underline{M} := 1000$$

$$\underline{RC} := 1000$$

$$i := 0..M$$

$$j := 0..RC$$

$$\Delta := \frac{I0}{(2^{\text{mm}} - 1) \cdot C}$$

$$\text{ff}_{i,j} := \text{floor}\left(\frac{\text{fff}_{i,j}}{\Delta}\right)$$

$$\text{fm} := \frac{\sum_{i=1}^M \text{ff}_{i,3}}{M}$$

$$\text{pp1}_{i,j} := \text{floor}\left(\frac{\text{ppp}_{i,j}}{\Delta}\right)$$

$$\text{pa} := \text{floor}\left(\frac{I0}{\Delta}\right)$$

$$\text{ppi}_{i,j} := -\ln\left(\frac{\text{pp1}_{i,j} - \text{fm}}{\text{pa} - \text{fm}}\right)$$

Превращение цифрового радиографического изображения в полутоновое, в формате bmp и запись в память

$$\text{maxp} := \max(\text{pp})$$

$$\text{minp} := \min(\text{pp})$$

$$\text{rr}_{i,j} := 255 - \text{floor}\left[255 \cdot \left(\frac{\max(\text{ppi}_{i,j}, \text{minp}) - \text{minp}}{\text{maxp} - \text{minp}}\right)\right]$$

$$\text{gg}_{i,j} := \text{rr}_{i,j}$$

$$\text{bb}_{i,j} := \text{rr}_{i,j}$$

$$\text{CI} := \text{augment}(\text{rr}, \text{gg}, \text{bb})$$

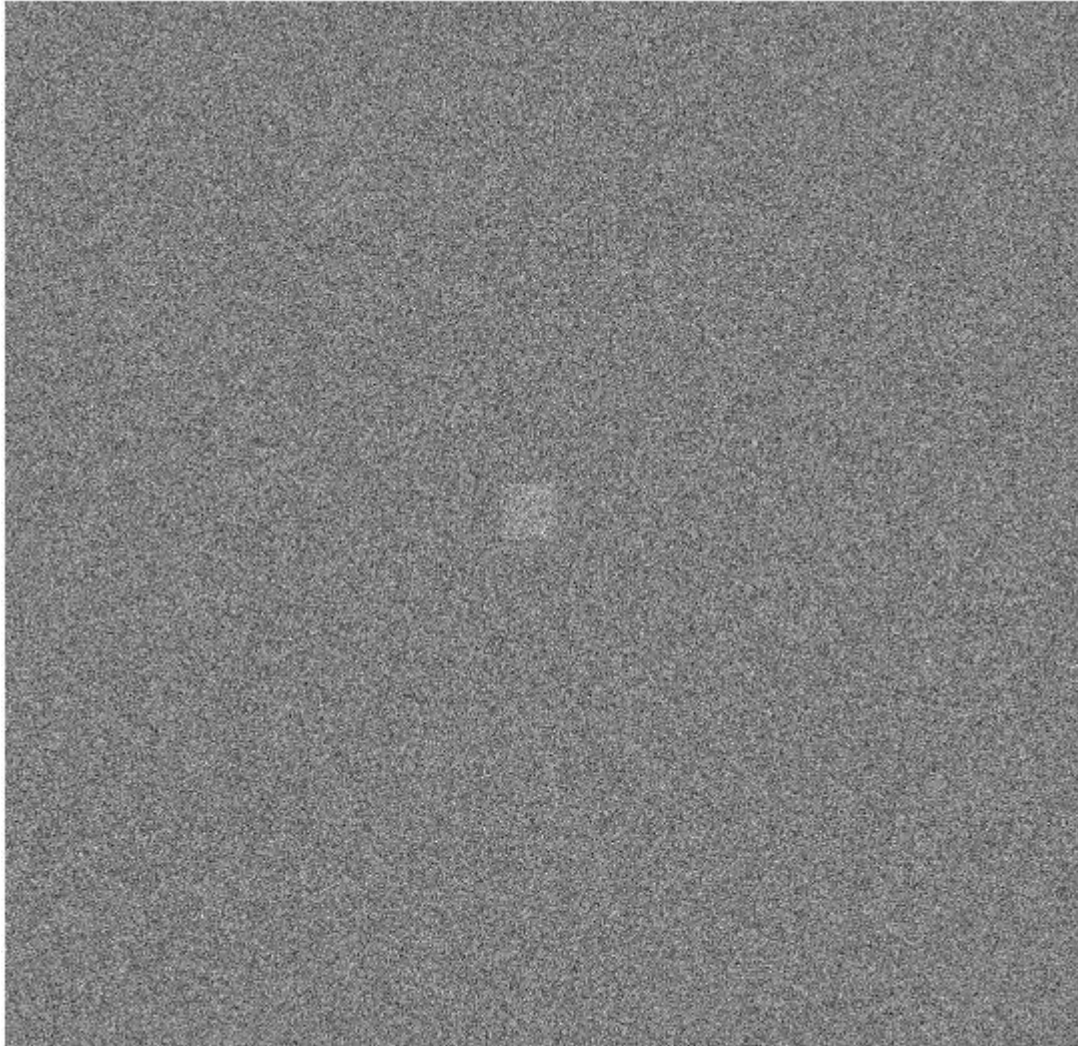
```
WRITERGB("IM.bmp") := CI
```

Время формирования изображения

```
t2 := time(1)
```

```
t2 - t1 =  $2.065 \times 10^{-3}$ 
```

Вывод изображения на экран



"IM.bmp"