

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

Институт неразрушающего контроля
 Направление подготовки Приборостроение
 Профиль Системы ориентации, стабилизации и навигации
 Кафедра точного приборостроения

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Методика радиационного контроля композиционных материалов

УДК 620.179.152;620.22-419.8

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ4В	Апотин В. С.		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Заведующий кафедрой ТПС ИНК	Бориков В.Н.	д.т.н		

КОНСУЛЬТАНТЫ:

Научный руководитель от Российско-Китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Младший научный сотрудник	Батрагин А. В.			

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Заведующий кафедрой менеджмента	Чистякова Н.О.	к.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

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

По разделу «Вопросы технологии»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Гормаков А. Н.	к. т. н.		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Зав. Кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор каф. ТПС ИНК	Бориков В.Н.	д.т.н		

Томск – 2016 г.

ПЛАНИРУЕМЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ОБУЧЕНИЯ ПО ООП

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)
<i>Профессиональные компетенции</i>	
P1	Применять <i>глубокие</i> естественнонаучные, математические и инженерные знания для создания и обработки <i>новых</i> материалов
P2	Применять <i>глубокие</i> знания в области современных технологий машиностроительного производства для решения <i>междисциплинарных</i> инженерных задач
P3	Ставить и решать <i>инновационные</i> задачи <i>инженерного анализа</i> , связанные с созданием и обработкой материалов и изделий, с использованием системного анализа и моделирования объектов и процессов машиностроения
P4	Разрабатывать технологические процессы, <i>проектировать</i> и использовать <i>новое</i> оборудование и инструменты для обработки материалов и изделий, конкурентоспособных на <i>мировом</i> рынке машиностроительного производства
P5	Проводить теоретические и экспериментальные <i>исследования</i> в области современных технологий обработки материалов, нанотехнологий, создания <i>новых</i> материалов в <i>сложных</i> и <i>неопределенных</i> условиях
P6	Внедрять, <i>эксплуатировать</i> и обслуживать современные высокотехнологичные линии автоматизированного производства, обеспечивать их <i>высокую эффективность</i> , соблюдать правила охраны здоровья и безопасности труда на машиностроительном производстве, выполнять требования по защите окружающей среды
<i>Универсальные компетенции</i>	
P7	Использовать <i>глубокие</i> знания по <i>проектному менеджменту</i> для ведения <i>инновационной</i> инженерной деятельности с учетом юридических аспектов защиты интеллектуальной собственности
P8	<i>Активно</i> владеть <i>иностранным языком</i> на уровне, позволяющем работать в иноязычной среде, разрабатывать документацию, презентовать и защищать результаты инновационной инженерной деятельности
P9	Эффективно работать индивидуально, в качестве <i>члена и руководителя группы</i> , состоящей из специалистов различных направлений и квалификаций, демонстрировать ответственность за результаты работы и готовность <i>следовать корпоративной культуре</i> организации
P10	Демонстрировать <i>глубокие</i> знания <i>социальных, этических и культурных аспектов</i> инновационной инженерной деятельности, компетентность в вопросах <i>устойчивого развития</i>
P11	<i>Самостоятельно учиться</i> и непрерывно <i>повышать квалификацию</i> в течение всего периода профессиональной деятельности

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

Институт неразрушающего контроля
 Направление подготовки Приборостроение
 Профиль Системы ориентации, стабилизации и навигации
 Кафедра точного приборостроения

УТВЕРЖДАЮ:

Зав. кафедрой

 (Подпись) _____ В.Н. Бориков
 (Дата)

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации

(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
1БМ4В	Апотину А. В.

Тема работы:

Методика радиационного контроля композиционных материалов

Утверждена приказом директора (дата, номер)

№ 3203/с 26.04.2016

Срок сдачи студентом выполненной работы:

17.06.2016

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе

(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).

Наименование объекта исследования:
 карбидокремниевое покрытие на углерод-углеродном основании.

Цель исследования: Разработать методику контроля толщины покрытия, а также методику метрологического контроля томографической системы, для подтверждения точности измеряемых параметров.

Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов (аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, конструирования; содержание процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).	<i>Проведение аналитического обзора. Разработка методики метрологического контроля томографической системы. Проведение испытаний характеристик системы. Разработка методики измерения толщины покрытия. Проведение испытаний по измерению толщины покрытия. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение. Социальная ответственность. Выводы по результатам работы.</i>
Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей)	Рисунки, схемы, графики
Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы	
Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Чистякова Н.О.
Социальная ответственность	Анищенко Ю.В.
Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:	
Теоретический анализ метрологических параметров томографической системы	

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	26.04.2016
---	------------

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Заведующий кафедрой ТПС ИНК	Бориков В.Н.	д.т.н		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ4В	Апотин В. С.		

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

Институт неразрушающего контроля
 Направление подготовки Приборостроение
 Профиль Системы ориентации, стабилизации и навигации
 Кафедра точного приборостроения
 Уровень образования магистратура
 Период выполнения осенний / весенний семестр 2015/2016 учебного года

Форма представления работы:

Магистерская диссертация

(бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)

КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН
выполнения выпускной квалификационной работы

Срок сдачи студентом выполненной работы:

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
31.12.14	<i>Анализ научно – технической литературы и патентов</i>	100%
11.06.15	<i>Приобретение практических навыков работы с рентгеновским компьютерным томографом</i>	100%
31.12.15	<i>Измерение томографических характеристик томографической системы</i>	100%
30.05.16	<i>Оформление расчетно – пояснительной записки</i>	100%

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Заведующий кафедрой ТПС ИНК	Бориков В.Н.	Д.Т.Н		

СОГЛАСОВАНО:

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
ТПС	Бориков В.Н.	Д.Т.Н		

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 175 с., 62 рисунков, 32 табл., 87 источников, 5 прил.

Ключевые слова: метрология; томография; композиционные материалы; функция передачи модуляции; функция рассеяния точки; функция рассеяния линии; функция отклика границы.

Объектом исследования являются: метод определения толщины карбидокремниевого покрытия на углерод-углеродном основании и методика определения метрологических характеристик томографической системы.

Цель работы – разработка методики контроля толщины покрытия и анализ полученных результатов измерений.

В процессе исследования проводились теоретические и экспериментальные работы, связанные с разработкой методики контроля толщины карбидокремниевого покрытия.

В результате исследования проведены испытания для определения метрологических характеристик томографической системы и измерение толщины карбидокремниевого покрытия.

Степень внедрения: результаты исследований реализованы в виде описания методики определения метрологических характеристик томографической системы и методики измерения толщины карбидокремниевого покрытия.

Область применения: определение метрологических характеристик томографической системы и измерение толщины карбидокремниевого покрытия на углерод-углеродном основании.

Экономическая эффективность/значимость работы состоит в теоретическом и экспериментальном обосновании возможности определения метрологических характеристик томографической системы и измерении толщины карбидокремниевого покрытия.

В будущем планируется доработка методик и автоматизация метрологического контроля томографических систем.

Определения, обозначения, сокращения, нормативные ссылки

В настоящей работе использованы ссылки на следующие стандарты:

1. ISO 15708-1, “Non-destructive testing - Radiation methods - Computed tomography - Part 1: Principles ”, ISO 2002
2. ISO 15708-2, “Non-destructive testing - Radiation methods - Computed tomography — Part 2: Examination practices”, ISO 2002
3. ISO 17636-2 - 20 ” Non-destructive testing of welds - Radiographic testing - Part 2: X- and gamma-ray techniques with digital detectors“, ISO 2013
4. ASTM Standard E1695-95 (2006) "Standard Test Method for Measurement of Computed Tomography (CT) System Performance"
5. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность.
6. ГОСТ Р 22.0.01-94 Безопасность в ЧС. Основные положения.
7. ГОСТ Р 22.0.07-95 Безопасность в чрезвычайных ситуациях.

В данной работе применены следующие термины с соответствующими определениями:

вещественная переменная: математический объект, возникший из потребности измерения геометрических и физических величин окружающего мира, а также проведения таких вычислительных операций, как извлечение корня, вычисление логарифмов, решение алгебраических уравнений, исследование поведения функций

воксель: элемент объёмного изображения, содержащий значение элемента раstra в трёхмерном пространстве. Воксели являются аналогами двумерных пикселей для трёхмерного пространства. Воксельные модели часто используются для визуализации и анализа медицинской и научной информации.

преобразование Фурье (символ $\mathcal{F}$): операция, сопоставляющая одной функции вещественной переменной другую функцию вещественной переменной. Эта новая функция описывает коэффициенты («амплитуды») при

разложении исходной функции на элементарные составляющие - гармонические колебания с разными частотами.

растровое изображение: изображение, представляющее собой сетку пикселей - цветных точек (обычно прямоугольных) на мониторе, бумаге и других отображающих устройствах.

рентгеновское излучение: электромагнитные волны, энергия фотонов которых лежит на шкале электромагнитных волн между ультрафиолетовым излучением и гамма-излучением, что соответствует длинам волн от 10^{-12} до 10^{-8} м.

свертка: это математическая операция, применённая к двум функциям f и g , порождающая третью функцию, которая иногда может рассматриваться как модифицированная версия одной из первоначальных. По существу, это особый вид интегрального преобразования.

Сокращения русских слов выполняются в соответствии с ГОСТ Р 7.0.12-2011, сокращения иностранных слов – в соответствии с ГОСТ 7.11-2004. Также в данной работе приведены следующие сокращения:

ОК – объект контроля;

ОСИ (SNR) – отношение сигнал/шум (signal-to-noise ratio);

РКТ – рентгеновская компьютерная томография;

ФМП (MTF) – функция передачи модуляции (modulation transfer function)

ФОГ (ERF) – функция отклика границы (edge response function)

ФРЛ (LSF) – функция распространения линии (line spread function)

ФРТ (PSF) – функция распространения точки (point spread function)

Оглавление

Введение.....	11
1. Обзор литературы.....	15
1.1 История создания и развития рентгеновских томографов.....	15
1.2 Обзор метода компьютерной рентгеновской томографии	20
1.2.1 Конфигурации построения микротомографа	20
1.2.2 Источники рентгеновского излучения	27
1.2.3. Детекторы рентгеновского излучения	32
1.3 Метрология рентгеновских томографических систем.....	42
2. Теоретический анализ метрологических параметров томографической системы	43
2.1 Функция распространения точки	44
2.2 Функция распространения линии	47
2.3 Функция отклика границы	49
2.4 Компоненты нерезкости	51
2.4.1 Геометрическая нерезкость	52
2.4.2 Движение объекта (Нерезкость перемещения)	55
2.4.3 Детекторная нерезкость	56
2.4.4 Цифровое разрешение изображения.....	60
3. Результаты проведенного исследования	66
3.1 Измерение контрастной чувствительности детектора ...Ошибка! Закладка не определена.	
3.2 Измерение разрешающей способности системы	Ошибка! Закладка не определена.
3.3. Методика контроля толщины карбидокремниевое покрытия	66
4. Вопросы технологии.....	75
4.1. Выбор материалов для тест объекта.....	75
4.2 Конструкция тест-объекта.....	78
5 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	80
5.1 Предпроектный анализ	80
5.1.1 Обоснование необходимости и актуальности разработки	80
5.1.2 Анализ конкурирующих разработок с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения.....	81
5.1.3 FAST-анализ.....	83
5.2 SWOT-анализ	86
5.3 Инициация проекта	89

5.3.1 Цели и результат проекта	89
5.3.2 Организационная структура проекта	90
5.4 Планирование управления научно-техническим проектом	91
5.4.1 Контрольные события проекта	91
5.4.2 План проекта.....	92
5.5 Бюджет научного исследования	94
5.5.1 Сырье, материалы, покупные изделия и полуфабрикаты (за вычетом отходов)	94
5.5.2 Специальное оборудование для экспериментальных работ	95
5.5.3 Расчет основной и дополнительной заработной платы, отчислений на социальные нужды и накладные расходы	97
5.3.4 Реестр рисков проекта	101
6. Социальная ответственность.....	103
Введение	103
6.1 Производственная безопасность.....	104
6.1.1 Анализ вредных и опасных производственных факторов	104
6.1.2 Обоснование мероприятий по защите исследователя от действия опасных и вредных факторов.....	105
6.2 Экологическая безопасность	109
6.3 Безопасность в чрезвычайных ситуациях	110
6.4 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны.....	112
Заключение.....	115
Список публикаций студента	116
Список использованных источников	117
Приложение А. Методика определения метрологических характеристик томографической системы (настольный микротомограф TOLMI-150-10)	125
1. Подготовка к измерениям.	125
2. Проведение определения томографических параметров.....	129
Приложение Б. Методика измерения толщины карбидокремниевого покрытия на углерод- углеродном основании при помощи томографической системы (настольный микротомограф TOLMI-150-10)	132
1. Подготовка к измерениям.....	132
2. Проведение измерений.....	132
Приложение В. Таблица А – Календарный план-график проведения НИОКР	133
Приложение Г. Таблица А - Реестр рисков по проекту	136
Приложение Д	137

Введение

Большинство компонентов и конструкций современного воздушного судна, за исключением каркасов, изготавливаются из композитных материалов или методом литья традиционных металлов. Композиты используются везде - от обтекателей и спойлеров, до закрылков и рулей высоты. Литье используется только для изготовления лопаток турбин и вентилятора, двигателей или широкого ряда конструкционных и функциональных компонентов. В производстве и обслуживании воздушных судов используются различные методы неразрушающего контроля (НК). В настоящее время в авиастроении интенсивно используется ультразвуковой метод контроля, который находит широкое применение как в портативном оборудовании, которое может применяться и на производственной линии, и в обслуживании, так и в стационарных установках. Особенность таких установок – это пьезоэлектрические преобразователи (ПЭП), встроенный в манипулятор или в «руку» робота-манипулятора, система крепления или перемещения объекта контроля с 11-и осевыми координатными приводами, что дает возможность автоматического контроля наиболее сложных компонентов в самом большом диапазоне размеров [1].

Тем не менее, наиболее широко используемым методом для контроля литья является радиография, а компьютерная томография, как наивысший метод радиационного контроля, имеет наибольшее значение в исследовании и метрологии, как традиционных отливок, так и композитов [1].

Томография – это процесс выявления внутренней структуры объекта основанный на взаимодействии излучения с веществом и использующий математические алгоритмы различной степени сложности и физической

достоверности для обработки первичных данных. Томограф – многокомпонентная система, каждый элемент которой служит источником ошибок проводимых измерений. При создании томографов необходимо оценивать итоговое качество получаемых томографических изображений. Тривиальная оценка качества изображения невооруженным глазом, хотя и способна помочь оценить качество изображения, разумеется, не может быть единственным методом, когда речь идет о сложных технических системах визуализации. В таком случае требуется строгая количественная оценка параметров системы.

Поэтому, в современных условиях томографические сканеры зачастую нуждаются в комплексной оценке производительности, которая позволяет установить предел достижимого качества изображения, подобрать оптимальные параметры сканирования, а также сравнить установки с различными характеристиками. Это справедливо в отношении коммерчески доступных сканеров и, в особенности, экспериментальных установок, в которых основные узлы: рентгеновский аппарат, детектор, механические приводы и манипуляторы могут варьироваться.

Качество и информативность получаемого с помощью установки изображения определяется параметрами детектора: контрастным и пространственным разрешением и отношением сигнал/шум; особенностями применяемого алгоритма реконструкции и погрешностями механической системы. Оценка осложняется тем, что производители зачастую не указывают вышеперечисленные характеристики, либо заявленные значения не совпадают с действительными. Таким образом, для получения полной информации о производительности системы с точки зрения качества изображения необходим ряд экспериментов для определения действительных значений некоторых вышеперечисленных параметров.

Выполненная работа направлена на получение качественных и количественных параметров томографического контроля и на основе

полученных данных разработку методики рентгеновского контроля композиционных материалов.

Предмет диссертационных исследований – измерение толщины карбидокремниевого покрытия на углерод-углеродном основании.

Объект исследований – метрологические характеристики томографической системы для подтверждения полученных данных при измерении толщины покрытия.

Цель исследований – разработка методики определения метрологических характеристик для последующей разработки методики измерения толщины карбидокремниевого покрытия.

Для достижения поставленной цели предполагается решение следующих задач, связанных с разработкой:

- измерение контрастной чувствительности томографической системы;
- измерение разрешающей способности томографической системы;
- измерение толщины карбидокремниевого покрытия на углерод-углеродном основании путем измерения количества пикселей с контрастом соответствующим карбидокремниевому покрытию (не соответствующему контрасту воздуха и углерод-углеродному основанию) и переводу размеров пикселей на изображении в реальную величину толщины покрытия.

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

Научная новизна:

- Разработана методика измерений метрологических характеристик томографической системы.
- Предложена методика измерения толщины карбидокремниевого покрытия.
- Проведена экспериментальная оценка метрологических характеристик томографической системы.

Практическая значимость работы состоит в том, что полученные в процессе диссертационных исследований результаты позволят измерять как метрологические характеристики томографических систем, так и измерение толщины карбидокремниевого покрытия на углерод-углеродном основании.

Реализация результатов работы. Результаты выполненных исследований реализованы в экспериментальных данных для томографической системы установленной в Российско-Китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра НИ ТПУ.

На защиту выносятся:

- Основные составляющие томографической системы их характеристика и сравнение конфигураций
- Теоритическое обоснование характеристик томографической системы
- Методика определения метрологических характеристик томографической системы.
- Методика измерения толщины карбидокремниевого основания на углерод-углеродном основании
- Результаты экспериментальной оценки метрологических параметров томографической системы установленной в Российско-Китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра НИ ТПУ.

1. Обзор литературы

1.1 История создания и развития рентгеновских томографов

Среди всех существующих томографических методов особого успеха достигла радиационная (рентгеновская) компьютерная томография (КТ). Предпосылкой её появления послужили недостатки обычной рентгенографии, породившие идею получения не одного, а ряда снимков, выполненных под разными ракурсами, и определения по ним путём математической обработки плотностей исследуемого вещества в ряде сечений. Преимуществами КТ по сравнению с традиционной рентгенографией стали:

- отсутствие теневых наложений на изображении;
- более высокая точность измерения геометрических соотношений;
- чувствительность на порядок выше, чем при обычной рентгенографии.

Впервые задача реконструкции изображения была рассмотрена в 1917 году австрийским математиком Иоганном Радоном, который вывел зависимость поглощения рентгеновского излучения от плотности вещества на некотором луче зрения. Данная задача на много лет была отложена в сторону, и лишь в 1956-58 гг. советские учёные Тетельбаум, Коренблюм и Тютин разработали первую систему реконструкции рентгеновских медицинских изображений. Метод компьютерной томографии в 1961 г. предложил американский нейрорентгенолог Вильям Ольдендорф, а в 1963 математик Алан Кормак (США) провел лабораторные эксперименты по рентгеновской томографии и показал выполнимость реконструкции изображения. Первая вполне качественная томограмма головного мозга человека получена в 1972 году [2].

В 1973 инженер-исследователь Годфри Хаунсфилд (Великобритания) разработал первую на западе коммерческую систему - сканер головного мозга английской фирмы EMI. Он позволял получать изображения с разрешением 80x80 пикселей (размер пиксела 3 мм). Получение одного изображения требовало 4,5 мин на сбор данных и 1,5 мин на реконструкцию. Высокая продолжительность исследования накладывала ограничение на область исследования и первые томографы использовались только для исследований головного мозга. Первый отечественный медицинский рентгеновский томограф СРТ-1000 был разработан в 1978 г. под руководством И.Б. Рубашова, бывшего в 1987-1998 г.г. директором ВНИИ компьютерной томографии. К 1979 году серийно выпускаемые многими западными фирмами томографы, несмотря на их внушительную стоимость (сканер EMI стоил \$390000), работали уже более чем в 2000 клиниках мира. В этом же 1979 году Г. Хаунсфилду и А. Кормаку за выдающийся вклад в развитие КТ была присуждена Нобелевская премия в области медицины. Еще через три года, в 1982 г., Нобелевской премии по химии был удостоен известный английский микробиолог Арон Клуг, который внес значительный вклад в развитие экспериментальных и расчетных методов трехмерной КТ.

Воодушевленные идеями томографии, десятки фирм и университетов Великобритании, США, Франции, Германии, Японии и СССР [3-8] активно взялись за создание рентгеновских компьютерных томографов для промышленных и научных целей, разработку стандартов [9-12] и поиски наиболее важных областей применения. Из отечественных достижений того периода можно упомянуть настольные микротомографы ВТ-50 (рисунок 1, 2), разработанные в лаборатории Э.И. Вайнберга, которые уже в 1990 г. были поставлены в Италию и США и с большим успехом представлены на конференциях в Милане (1990) и Сан-Диего (1991).



Рисунок 1 – Настольный микротомограф VT-50

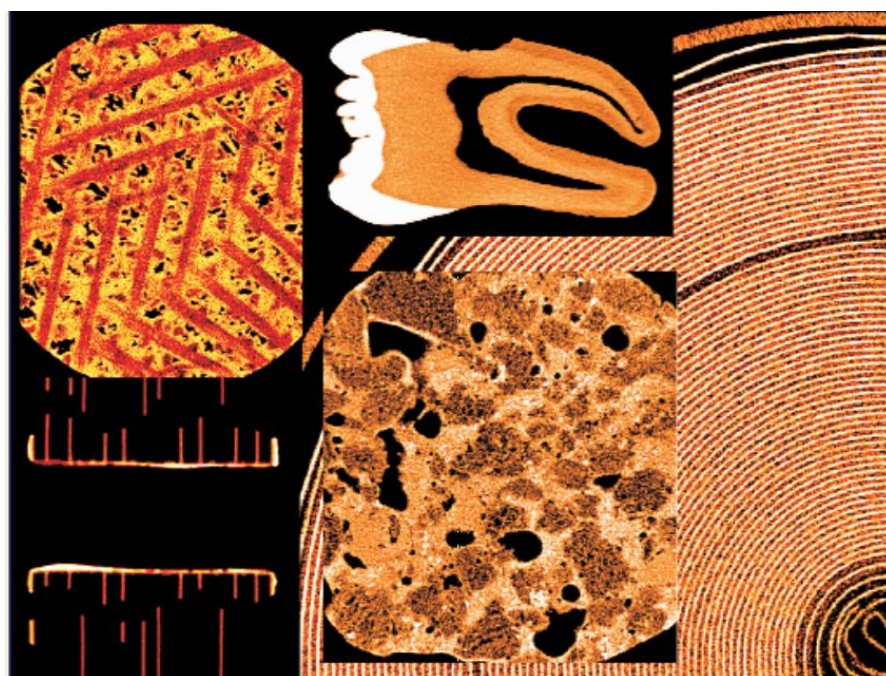


Рисунок 2 – Примеры томограмм, полученных на VT-50 из области материаловедения, геологии, электроники и медицины

За прошедшие тридцать лет своего развития промышленные рентгеновские компьютерные томографы стали привычным инструментом отработки технологии и повышения надежности ответственных промышленных изделий многих инновационных отраслей ведущих промышленных стран [13-19].

Они используются для количественного неразрушающего контроля качества внутренней пространственной структуры широкого спектра ответственных автомобильных и аэрокосмических узлов и деталей: сложного литья из легких сплавов, титана и специальных сталей, охлаждаемых турбинных лопаток из жаропрочной стали, твердотопливных ракетных двигателей, крупногабаритных лопаток вентилятора турбовентиляторных двигателей, теплообменников, трансмиссий, форсунок, датчиков и клапанов, сложных сварных и паяных соединений; головок блока цилиндров, поршней, гидроопор, каталитических нейтрализаторов, тормозных дисков и колодок, автоматических коробок передач, малогабаритных двигателей крылатых ракет и беспилотных летательных аппаратов; ответственного корпусного литья и топливораспределительных блоков; углеродных уплотнителей и подшипников, сложных изделий из керамики; изделий из композиционных материалов, многослойных конструкций, клеевых соединений, сотовых конструкций, теплозащиты, звукопоглощающих панелей и обтекателей; боеприпасов, электродвигателей, аккумуляторов, изоляторов, высоковольтных выключателей и других электротехнических изделий; крупногабаритных шин, геологических кернов и т.д. на всех этапах "жизни" изделия: от входного контроля материалов, отработки техпроцесса, мониторинга серийной технологической дисциплины до диагностики в процессе испытаний, эксплуатации и ремонта.

В то же время, если сопоставить современный уровень развития техники и рынка промышленной компьютерной томографии с успехами ее "прародителя" - медицинской томографической диагностикой, то неизбежна более скромная оценка многолетних достижений промышленной томографии. Основных причин три:

1. "Неудобные" для многоракурсного рентгеновского просвечивания физические свойства промышленных объектов контроля (высокие плотность и эффективный атомный номер материалов, значительные размеры и вес) и их несоответствие характеристикам современных источников тормозного

излучения (по проникающей способности излучения, размерам фокусного пятна [7, 15] и уровню мощности экспозиционной дозы);

2. Существенно меньшие размеры подлежащих обнаружению локальных дефектов [5, 6] и повышенные требования к пространственному разрешению, точности измерения размеров и разноточностей внутренних структур [5, 15];

3. Низкая емкость рынка томографического оборудования для инновационных технологий ответственных промышленных изделий аэрокосмического, автомобильного и оборонного назначения.

Именно эти фундаментальные факторы определяют современное состояние и перспективы развития промышленной компьютерной томографии. Сегодня около 30 фирм и научных центров США, Германии, Великобритании, Бельгии, Японии, России, Италии, Китая и Индии на своих сайтах предлагают или описывают промышленные компьютерные томографы самых разнообразных моделей для разных областей применения:

- "таможенные" инспекционно-досмотровые томографические комплексы;
- микро и нанотомографы для промышленного контроля, научных исследований;
- координатно-измерительные машины с использованием рентгеновской компьютерной томографии;
- и собственно универсальные компьютерные томографы промышленных изделий для отработки технологии и сертификации деталей и узлов авиационных и автомобильных двигателей и оборонной промышленности [16-19].

За последние годы соотношения этих подвидов томографической технической диагностики заметно изменились под воздействием спроса и экономической конъюнктуры, бурного развития компьютерной техники, прихода нового поколения разработчиков и фирм, а также растущей

популярности автоматизированных компьютерных технологий, призванных минимизировать "человеческий фактор".

1.2 Обзор метода компьютерной рентгеновской томографии

Томография, как метод послойной визуализации, при котором отдельные проекции, запечатленные с разных позиций обзора, используемые для восстановления внутренней структуры объекта, давно получила широкое признание в области неразрушающего контроля. Существует несколько подходов к реализации метода в зависимости от вида зондирующего излучения и геометрии конкретной установки. Одним из них является трансмиссионная рентгеновская компьютерная томография (КТ), основанная на измерении разности ослабления проходящего рентгеновского излучения различными по оптической плотности структурами. Подход изначально развивался как медицинская неинвазивная диагностика, но обретает все более широкое применение в других областях науки и техники, в частности, в неразрушающем контроле изделий.

Также развитие рентгеновской техники привело к появлению нового вида компьютерной томографии – томографии высокого разрешения или микротомографии.

1.2.1 Конфигурации построения микротомографа

Большинство систем микротомографии используют одну из четырех конфигураций, показанных на рисунке 3.

В "системах первого поколения или систем с узким пучком" (рисунок 3а), точечная диафрагма коллиматора C и точечный источник P производят узкий луч, который проходит через объект O вдоль оси x_1 для получения каждой проекции; последующая проекция получают путем поворота объекта вокруг оси x_2 . Для этой системы требуется только простой точечный

рентгеновский детектор D , возможно, с некоторым экранированием от разброса луча S . Энерго-чувствительные детекторы легко доступны и, если используются вместо газо-пропорциональных или сцинтилляционных детекторов, позволяют реконструировать объекты с очень точными значениями коэффициентов линейного затухания. Последовательность проекций получается путем вращения образца и повторением сканирования после его перемещения.

Получение объемных данных (то есть набора проекций смежных срезов) практически невозможно из-за длительного времени сканирования, но это компенсируется присущими простотой и гибкостью такого аппарата и относительно большой устойчивости к деградации контраста из-за разброса пучка. Узкий пучок лучей в микротомографии продолжает использоваться, зачастую в медицине [20], или как источник излучения в ветеринарии, для получения томограмм маленьких животных [21], в лабораториях в качестве источников рентгеновского излучения [22-30], а также в такой системе было достигнуто очень высокое пространственное разрешение для небольших образцов с использованием синхротронного излучения [31-33].

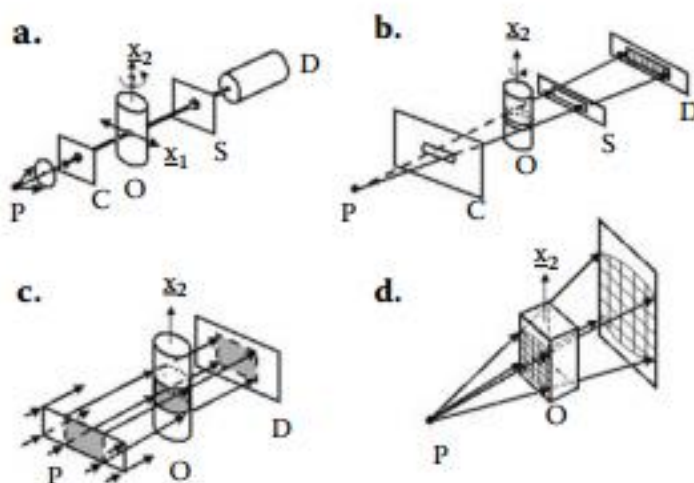


Рисунок 3 - Четыре экспериментальных метода микротомографии: (a) с использованием узкого пучка, (b) с использованием веерного пучка, (c) с использованием параллельного пучка, и (d) с использованием

конусообразного пучка. Где: P – источник рентгеновского излучения; C – коллиматор, O – объект; x_1, x_2 – оси вращения; S экран от разброса и D детектор рентгеновского излучения.

Системы с веерным пучком (рисунок 3b, т.е. третье поколение аппаратуры) используют только поворотную геометрию: плоский веер рентгеновских лучей, определяемый коллиматором C , охватывающих образец, берет свое начало в точечном источнике P , проходит через образец и экран от рассеивания S , и собирается одномерным рентгеновским детектором. Эти системы часто используются в лабораториях с микрофокусной генерацией рентгеновского излучения. Детектор данной системы состоит из массива дискретных элементов, что позволяет собирать всю проекцию одновременно. В массиве, как правило, один к двум тысячам детекторов, что делает системы веерного луча гораздо быстрее, чем системы узкого пучка, но эта система единовременно фиксирует данные только для одного среза. Включение линейного или плоского детектора делает систему более восприимчивой к рассеиванию (по сравнению с системами узкого пучка), то есть, перенаправлению фотонов из элемента детектора на линии «поля зрения» с рентгеновским источником, в другой элемент детектора. В тяжелых случаях, это сильно влияет на правдивость реконструкции. Кроме того, необходимо нормализовать реакцию различных элементов детектора; даже с тщательной коррекцией, кольцевые артефакты из-за различных неоднородностей по-прежнему могут появляться в реконструкциях.

При рассмотрении срезов из систем веерного пучка, не только важно отметить размеры вокселей в плоскости реконструкции, но также важно установить толщину среза: системы сбора данных для одного среза часто используют ширину детектора (перпендикулярного к плоскости реконструкции) и толщину среза существенно больше, чем размер вокселя в плоскости реконструкции. Это, безусловно, улучшает отношение сигнал-шум в реконструкции и очень эффективно при визуализации образцов с различной структурой, медленно перетекающей вдоль оси перпендикулярной плоскости

реконструкции. Этот подход жертвует чувствительностью к дефектам, намного меньшим, чем толщина среза.

В ситуациях, когда объект имеет большие габариты, геометрия параллельного пучка (рисунок 3с) позволяет обеспечить простой и очень оперативный сбор данных для нескольких срезов (т.е. объемно) одновременно. Параллельный пучок излучения от источника P (с определенной площадью поперечного сечения) проходит через образец и собираются в массив двумерным детектором. Так как рентгеновский луч параллелен, проекция каждого среза объекта O на детектор D (то есть, каждая строка массива) не зависит от всех остальных срезов. На практике, это должно быть сделано в накопителях, оптимизированных для производства жесткого синхротронного рентгеновского излучения [34-35]. Требуются детекторы с высокоэффективной площадью. Поскольку большинство детекторов состоит из квадратных детекторных элементов, срезы, как правило, но не всегда, реконструированы с изотропных вокселей (то есть размеры вокселей в плоскости реконструкции равны толщине среза).

Геометрия конусообразного луча (рисунок 3d), трехмерный аналог двумерного веерного пучка, является четвертым вариантом; эта геометрия особенно хорошо подходит для объемного КТ с использованием в качестве источников - микрофокусной трубки [36-38]. Рентгеновские лучи расходятся от источника, проходят через образец, и отражаются на площади детектора. В этой геометрии каждый детектор строки, за исключением центрального ряда, получает вклады от более чем одного среза, и этот эффект становится больше, чем более удален от плоскости, перпендикулярной, к оси вращения.

Алгоритм восстановления конусообразного луча это приблизительное восстановление, поэтому следует ожидать некоторые размытости в осевом направлении для объектов, которые не имеют значительную протяженность вдоль этого направления. Тем не менее, реконструкция того же 8-мм куба из губчатой кости из данных, собранных с ортогональными осями вращения показывает лишь незначительные различия, когда сравниваются те же

числовые секции [39]. С источником рентгеновского излучения размером 5 мкм или меньше, разрешающая способность системы ограничена массивом рентгеновского детектора и размытием полутени (рисунок 4) и может быть значительно лучше, чем 20 мкм. Только те части образца, которые остаются в пучке на протяжении всего вращения могут быть точно восстановлены. Как было отмечено в конце этого раздела, что чем больше угол конуса, тем больше ошибки восстановления, особенно в направлении, параллельном к оси вращения образца.

Томографы с веерный лучом и лучом конусом обычно используют точечные рентгеновские источники, и это позволяет получить геометрическое увеличение, чтобы соответствовать желаемому размеру выборки размеров вокселей к размеру пикселя детектора (рисунок 4). Включение в систему микротомографии временной задержки (механически соединив сканирование образца и детектор) [40] позволило реконструировать образцы больше, чем рабочая область детектора или размер пучка рентгеновских лучей. Интеграция временной задержки была довольно успешной в устранении кольцевых артефактов вызванных неравномерной реакцией отдельных элементов детектора [40]. Многократный захват кадров с перемещением детектора является подходом, используемым для уменьшения кольцевых артефактов на аппаратном уровне, например, в ламповых системах, изготавливаемых фирмой SkyScan.



Рисунок 4 – Иллюстрация геометрического увеличения (слева) и размытия полутени (справа).

В геометрическом увеличении, расходящийся луч от точечного источника P распространяется в объекте O с шириной ΔX на ширину ΔD на детекторе или плоскости пленки. Объем увеличения зависит от отношения расстояния от объекта до детектора (b) и расстояния от объекта до источника (a). Размытие полутени происходит, когда есть источник ΔP с ограниченным размером на расстоянии (a) от точечного объекта O . Происходит перекрестное распространение излучения от источника через O на размер увеличения ΔD на детекторе или плоскости пленки на расстояние (b) от объекта.

Теперь будет проведен краткий обзор реконструкций с веерным и конусообразным пучком. Рассмотрим сначала геометрию веерного луча, где лучи проецируются из точечного источника через образец на детектор (рисунок 5а). Поскольку каждый луч следует другим, хотя и предсказуемым, углом относительно опорного направления, пространственные частоты в пределах каждой проекции не могут быть размещены вдоль одной прямой в частотном пространстве, как они были бы в системе с параллельной проекцией луча. Каждый воксель в пределах физического среза, облучаемого рентгеновским лучом, может внести свой вклад в каждой проекции (в отличие от случая конусообразного луча), но, с каждым лучом, описывающим другое направление проецирования, требуется преобразование координат или другая процедура для преобразования проекции в форме, удобной для реконструкции. Может быть использовано простое тригонометрическое отношение между двумя системами координат, хотя математика, необходимая для трансформации через основные интегралы по восстановлению несколько запутана. Ситуация с геометрией конусообразного пучка является более сложной, чем в случае с веерным пучком. Здесь нужно различать ситуацию на центральной плоскости, с одной стороны, и ситуации плоскостей выше и ниже, с другой стороны. В центральной плоскости, детали реконструкции следуют из реконструкции в системе с веерным пучком. Вне этой плоскости, лучи проходят от одной плоскости среза к другой, и воксели из более чем

одного "среза" вносят свой вклад в проекции в точках, таких как "b" на рисунке 5b. Чем дальше заданная плоскость от центральной плоскости (то есть, чем больше угол конуса L), тем больше вероятность ошибки при восстановлении. Рисунок 5с показывает моделирование работы систем с конусообразным пучком при реконструкции нескольких сфер, установленных вдоль оси вращения; здесь числовые участки расположенные перпендикулярно к плоскости среза показывает возрастающее размывание с расстоянием от центральной плоскости.

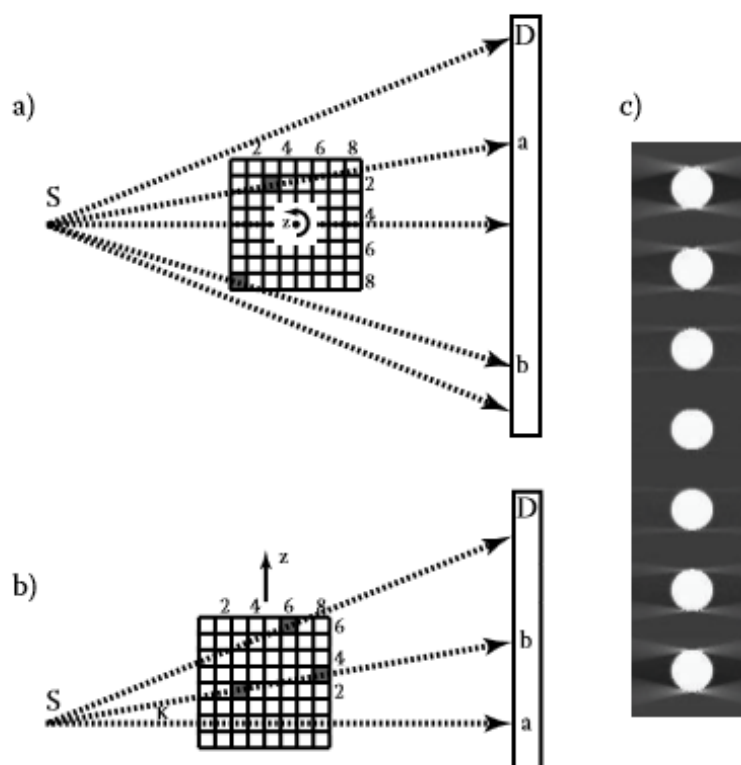


Рисунок 5 – Иллюстрация реконструкции веерного пучка и конусообразного пучка.

Рисунок 5а представляет из себя: источник S , детектор D , и ось вращения Z , все небольшие квадраты внутри большого квадратного объекта представляют собой воксели в пределах одного физического среза объекта. Положение вокселей обозначается числами вне образца (строки, столбцы). Воксели показанные серым цветом (третий столбец, вторая строка, первый столбец, восьмая строка) проецируются на детектор в положениях a и b , а все

воксели внутри физического среза способствуют проекции профиля среза, записанного на детекторе; то есть все воксели в пределах физических срезов оцифровываются в каждой проекции.

Рисунок 5b представляет из себя: конусообразная геометрия луча, показана в плоскости, перпендикулярной к плоскости среза, то есть параллельно оси вращения Z . Показана половина образца и лучи через нее; другая половина (ниже центрального луча a) не демонстрируется, потому что она не добавляет дополнительной информации. Каждая строка квадратов в объекте представляет собой воксели в физическом образце, который будет реконструирован в срезе. Как видно на рисунке, луч поражающий детектор в точке b содержит вклады от вокселей в строках 2 и 3 (например, серые воксели в 3 колонке, 2 строки и 8 столбец, 3 строка). Обратите внимание, что луч, достигающий точки a , находится в центральной плоскости, это особенная плоскость в реконструкциях конусообразного пучка: этот срез может быть восстановлен именно потому, что он идентичен ситуации веерного пучка. Главная задача алгоритмов реконструкции конусообразного пучка является правильным перераспределением поглощения лучей, b с правильными срезами; Чем больше угол конуса K , тем больше вероятность ошибки.

Рисунок 5c представляет собой: ошибки (стрелки) при больших углах конуса иллюстрируется использованием имитированной реконструкции стека из семи твердых шариков.

1.2.2 Источники рентгеновского излучения

Большинство микротомографов с источниками в виде трубок рентгеновского излучения были выполнены с использованием всего спектра, тормозного и характеристического излучение, так как ценой времени сбора данных является непомерно высокий фотонный голод среды. В системе, базируемой на трубках рентгеновского излучения, исследователь может варьировать потенциал и силу тока трубки, чтобы повлиять на условия

формирования изображения [26]. Увеличение тока трубки дает линейное увеличение интенсивности рентгеновского излучения, но никаких изменений в распределении рентгеновских энергий. При повышении потока электронов, падающих на мишень, непреднамеренным последствием может быть распространение рентгеновского фокусного пятна, с неблагоприятным воздействием на разрешение (то есть, увеличение полутени, размывание). Изменяя напряжение трубки изменяется испускаемый спектр рентгеновских энергий, и это может быть использовано для оптимизации контраста в реконструкциях [26]. Увеличение напряжения позволяет излучению пробивать более поглощающие образцы. Более низкое напряжение используются для усиления контраста между фазами низкой абсорбции, такие как различные типы мягких материалов. Изменения напряжения на трубке также может привести к изменению фокусного пятна на цели.

В системах на основе синхротрона, стоимость отбрасывания большей части спектра рентгеновского излучения вовремя монохроматизации незначительна по сравнению со временем, необходимым для перемещения образца, детектора считывания, и так далее: в большинстве случаев полученный монохроматический пучок является достаточно интенсивным для того, чтобы зафиксировать его в доли секунды. Большинство синхротронных микротомографических систем позволяет пользователю выбрать энергию рентгеновского излучения, используемого для получения изображения образца (конечно же, существуют ограничения, основанные на оптике) [41-42].

Рассмотрим подробнее трубки рентгеновского излучения их принцип работы и виды, так как в опытной части данной работы используется именно трубка.

Механизм образования рентгеновского излучения. Рентгеновские лучи образуются в момент столкновения потока ускоренных электронов с веществом анода. При взаимодействии электронов с мишенью 99% их

кинетической энергии превращается в тепловую энергию и только 1% – в рентгеновское излучение.

Рентгеновская трубка (используемая в медицине) состоит из стеклянного баллона, в который впаяны 2 электрода: катод и анод. Из стеклянного баллона выкачен воздух: движение электронов от катода к аноду возможно лишь в условиях относительного вакуума (10^{-7} – 10^{-8} мм. рт. ст.). На катоде имеется нить накала, являющаяся плотно скрученной вольфрамовой спиралью. При подаче электрического тока на нить накала происходит электронная эмиссия, при которой электроны отделяются от спирали и образуют рядом с катодом электронное облачко. Это облачко концентрируется у фокусирующей чашечки катода, задающей направление движения электронов. Чашечка – небольшое углубление в катоде. Анод, в свою очередь, содержит вольфрамовую металлическую пластину, на которую фокусируются электроны, – это и есть место образования рентгеновских лучей. Схема рентгеновской трубки представлена на рисунке 6.

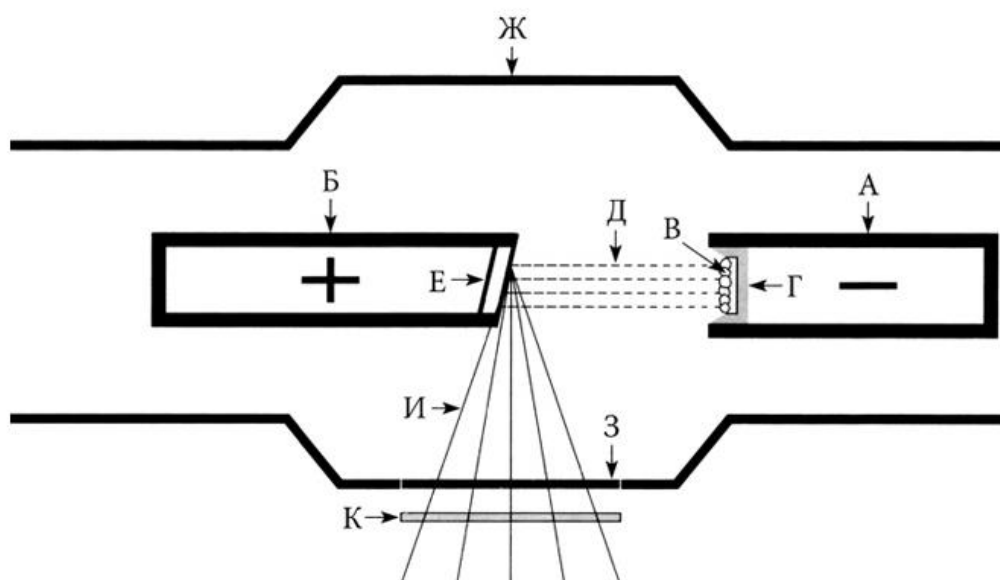


Рисунок 6 - Устройство рентгеновской трубки.

где: А - катод; Б - анод; В - вольфрамовая нить накала; Г - фокусирующая чашечка катода; Д - поток ускоренных электронов; Е -

вольфрамовая мишень; Ж - стеклянная колба; З - окно из бериллия; И - образованные рентгеновские лучи; К - алюминиевый фильтр.

К электронной трубке подключены 2 трансформатора: понижающий и повышающий. Понижающий трансформатор раскаляет вольфрамовую спираль низким напряжением (5–15 вольт), в результате чего возникает электронная эмиссия. Повышающий, или высоковольтный, трансформатор подходит непосредственно к катоду и аноду, на которые подаётся напряжение 20–140 киловольт. Оба трансформатора помещаются в высоковольтный блок рентгеновского аппарата, который наполнен трансформаторным маслом, обеспечивающим охлаждение трансформаторов и их надёжную изоляцию.

После того как при помощи понижающего трансформатора образовалось электронное облачко, включается повышающий трансформатор, и на оба полюса электрической цепи подаётся высоковольтное напряжение: положительный импульс - на анод, и отрицательный - на катод. Отрицательно заряженные электроны отталкиваются от отрицательно заряженного катода и стремятся к положительно заряженному аноду - за счёт такой разности потенциалов достигается высокая скорость движения – 100 тыс. км/с. С этой скоростью электроны бомбардируют вольфрамовую пластину анода, замыкая электрическую цепь, в результате чего возникает рентгеновское излучение и тепловая энергия.

Рентгеновское излучение подразделяется на тормозное и характеристическое. Тормозное излучение возникает из-за резкого замедления скорости электронов, испускаемых вольфрамовой спиралью. Характеристическое излучение возникает в момент перестройки электронных оболочек атомов. Оба этих вида образуются в рентгеновской трубке в момент столкновения ускоренных электронов с атомами вещества анода. Спектр излучения рентгеновской трубки представляет собой наложение тормозного и характеристического рентгеновских излучений.

Конструкции рентгеновских трубок довольно разнообразны. Для промышленной томографии применяются несколько типов устройств, которые делятся на открытые (обслуживаемые) и закрытые (необслуживаемые). По виду мишени они подразделяются на трансмиссионные и отражающие.

Трубки закрытого типа не требуют замены элементов. Это облегчает работу с ними в составе томографических установок. Но при «усталости» составных частей трубки, а, следовательно, ухудшении ее характеристик, приводит к полной замене трубки.

Трубки открытого типа, требуют периодической замены составных частей. Что затратно при краткосрочной перспективе, но выгодно в долгосрочном плане.

Мишень отражающего типа начала использоваться первой. Трансмиссионные же мишени стали использоваться недавно. Их главным плюсом является то, что можно получить фокальное пятно меньшего размера, чем возможно на отражающей мишени.

Одним из преимуществ трубок данного типа является минимальное расстояние от фокального пятна до выходного окна, что позволяет использовать большие проекционные увеличения. Угол расхождения излучения в трансмиссионных трубках может достигать до 160 градусов, в то время как расхождение в отражающих трубках обычно составляет 30-40 градусов. Пример конструкции закрытой трубки с отражающей и открытой трансмиссионной мишенью приведен на рисунках 7 и 8, соответственно [43].

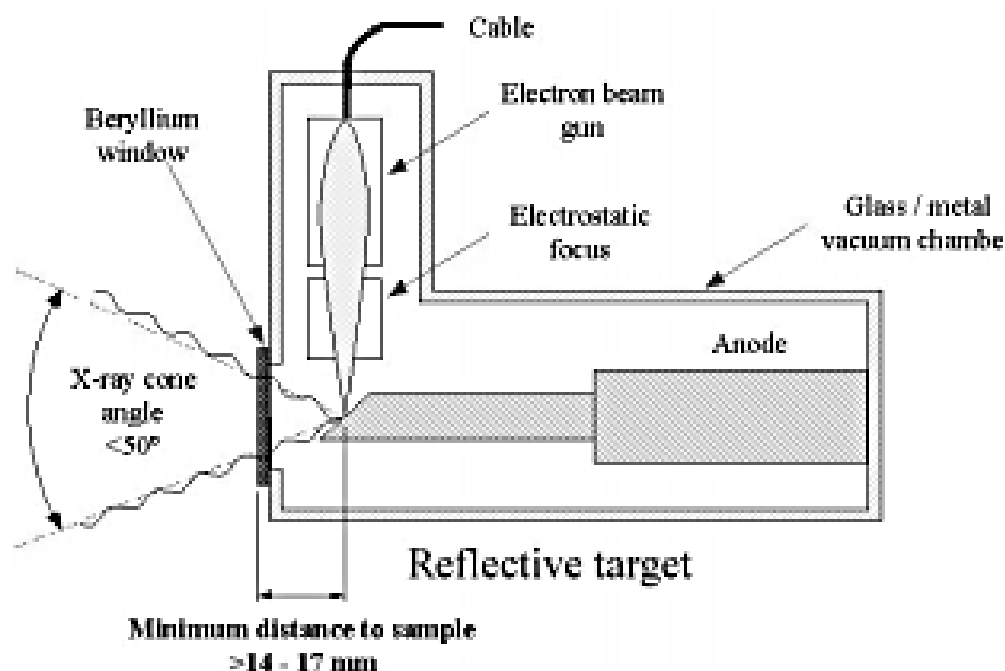


Рисунок 7 – Закрытая трубка с отражающей мишенью

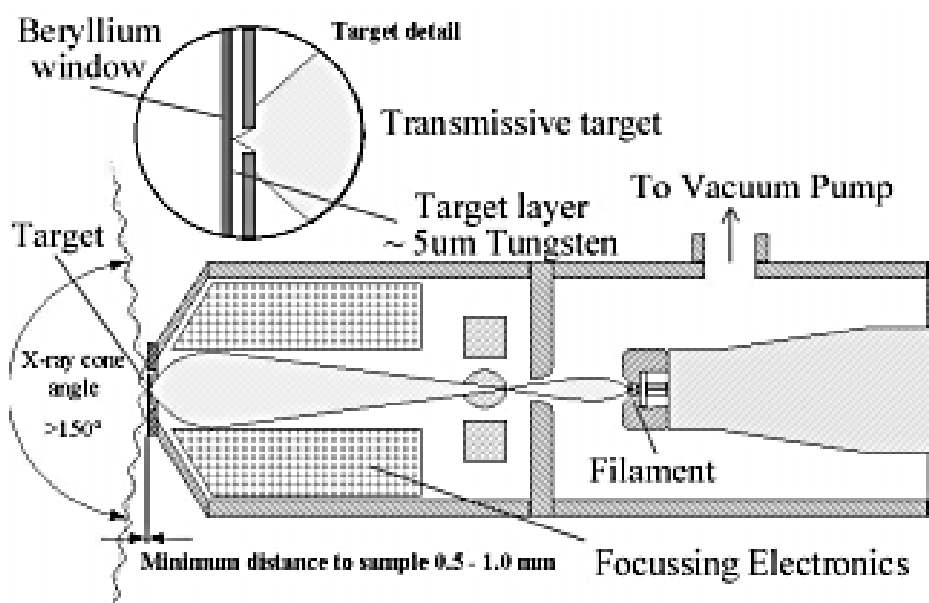


Рисунок 8 – Открытая трубка с трансмиссионной мишенью

1.2.3. Детекторы рентгеновского излучения

Характеристики используемого массива детекторов рентгеновского излучения, имеют важные последствия для выполнения задач данного микротомографа. Большинство групп, занимающихся разработкой микротомографов основывают свои устройства на линейных или плоскостных

детекторах, так как в работе с объемными объектами в основном непрактично использовать системы с узким пучком. Поэтому детали использования узкопучковых систем в данной работе рассмотрены не будут, а фокусировка будет на одно- и двумерных детекторах.

Большинство одно- или двумерных детекторных матриц основаны на полупроводниковых устройствах (например, фотодиодные матрицы, зарядные устройства впрыска, а также приборы с зарядовой связью (ПЗС/CCD)), которые эффективно работают с оптическими фотонами и которые не пригодны в качестве прямого рентгеновского детектора (новое поколение сильнопоглощающих, а в некоторых случаях энергетически чувствительных, детекторов находятся в стадии разработки, но не являются широко доступными). Эти детекторы достаточно просвечиваемы при энергиях фотонов выше 10 кэВ и быстро страдают от радиационных повреждений. Вместо того, чтобы обнаруживать рентгеновские фотоны напрямую, они обрабатывают изображения массива света, выделяемого рентгеновским сцинтиллятором, выбранным для энергий рентгеновских лучей, представляющих интерес. Это рентгеновские системы камер в паре с сцинтиллятором детектора видимого света, работают как правило, через систему линз или канала волоконно-оптической пластины (рисунок 9). Первый вид, как правило, используется при использовании синхротронного излучения, а последний часто используется с системами, основанными на рентгеновских трубках. Обратите внимание, что электроника необходимая для чтения линейных или плоских детекторов, как правило, является неотъемлемой частью системы камеры поставляемой производителем.

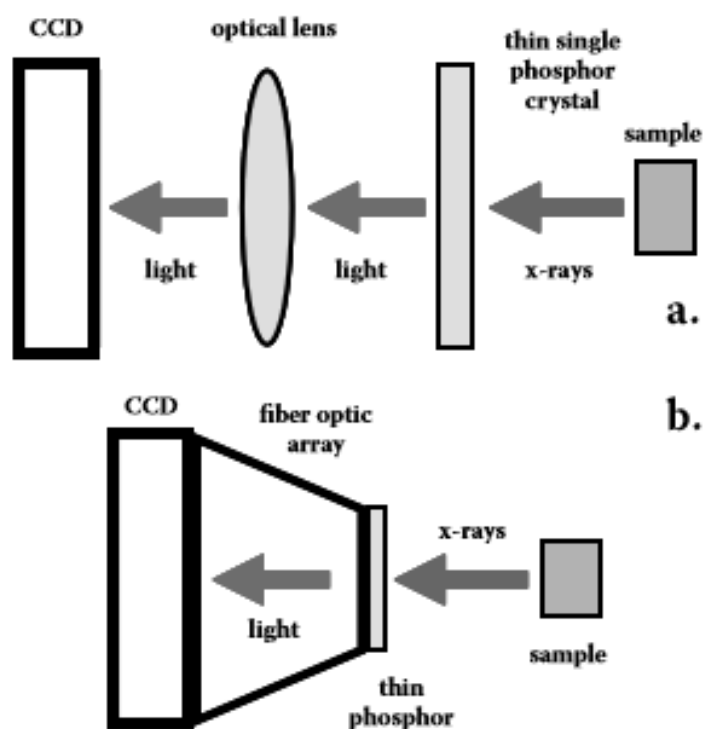


Рисунок 9 – Связи Сцинтиллятор-CCD: (a) тонкий сцинтиллятор из кристалла и оптических линз; (b) сцинтилляционный экран и волоконно-оптический конус, где отдельные световоды направляют свет на элементы детектора CCD.

Одномерные фотодиодные массивы (Reticon устройства, как правило, 1,024 элемента) были успешно использованы в нескольких микротомографах одного среза [44-49]. В этих системах, оптические волокна, как правило, используются для соединения детектора с люминофором. Некоторые системы имеют люминофоры с покрытием на основе $Gd_2O_2S: Tb$ непосредственно на конце волокна, в то время как в других системах пары прозрачного слоя до 650 мкм толщиной, с прослойкой $Gd_2O_2S: Tb$ диаметром в 4 мкм [46]. Как отмечено в другом источнике [50], фотодиодные массивы довольно шумны в работе и страдают от значительных нелинейностей, которые могут привести к очень серьезным кольцевым артефактам в реконструкции.

Некоторые системы двумерных детекторов основаны на видеиконах [36-37, 51-54], но большинство из них основаны на двумерных CCD матрицах. В пределах каждого из устройств (оксида металла кремния или CMOS) матрицы

CCD с поглощенного фотона создает парный заряд. При этом электроны значительно накапливаются в каждом детекторе во время экспозиции, а также отдельные элементы детектора считываются в цифровом виде путем переноса заряда от пикселя к пикселю, пока все столбцы пикселей не достигли регистра считывания и не были сохранены в компьютерной системе. Чем больше площадь детекторного элемента, тем больше число электронов, которые могут быть накоплены, и тем больше динамический диапазон. Как правило, каждый производитель думает о увеличенном размера детекторного элемента, влекущего за собой жертву пространственным разрешением, но это не должно быть так, если число элементов детектора в поперечное сечение остается постоянным (в люминофора-оптических системах линза-детектор, это достигается за счет использования более высокого оптического увеличения).

Существуют издержки, связанные с накоплением большого числа электронов: увеличение времени считывания CCD (при заданном уровне шума считывания). Средние из сложения нескольких кадров может производить почти такой же результат, как при использовании CCD с большей емкостью. В настоящее время большинство систем микротомографов используют $1K \times 1K$ ($1,024 \times 1,024$ детекторных элементов) или $2K \times 2K$ CCD с 12 битными или большими емкостями. (В таблице 1 приведены типичные форматы, размеры пикселей, динамический диапазон и другие характеристики некоторых CCD-матриц, используемых в микротомографах [55-57]).

Таблица 1. Некоторые характеристики CCD матриц

Производитель	Модель	Формат	Размер пикселей, мкм	Разрядность, бит	Время считывания, с/кадр
ESRF	FReLoN	2K x 2K	14	14	
Hamamatsu	C4880-10-14A	1K x 1K	12	14	4
Hamamatsu	C4742-95HR	4K x 2.6K	5,9	12	0,6
Photometrics	Coolsnap K4	2K x 2K	7,4	12	0,33

Характеристики преобразования рентгеновских лучей в свет предписывают, в значительной степени, какая схема связи является оптимальной для данного плоского детектора [58-59]. Некоторые свойства сцинтилляторов имеют важное значение для эффективности микротомографов и нанотомографов. Во-первых, это диапазон излучаемых длин волн; они должны соответствовать диапазону максимальной эффективности детектора. Во-вторых, поглощающая сила сцинтиллятора: высокомолекулярные плотности материалов с высоким атомным номером, отвечают за более высокие энергии фотонов. В-третьих, эффективность эмиссии является важной характеристикой; слабое излучение света обостряет истощение фотонов, подобное встречается в системах на основе рентгеновских трубок, а также может привести к снижению подсчета статистики в системах с использованием синхротронного излучения. Сцинтиллятор должен быть без дефектов, или по крайней мере обладать малым количеством дефектов, и испускать свет относительно равномерно по площади в несколько квадратных миллиметров или больше. Идеальный сцинтиллятор не будет повреждаться из-за больших рентгеновских доз, накопленных в течение долгого времени, или по крайней мере будет деградировать медленно, и это не будет влиять отрицательно на окружающую среду (например, водяной пар, озон, следы углеводородов).

Наиболее распространенные сцинтилляторы изготавливают из оксисульфида гадолиния Gd_2O_2S и иодида цезия CsI .

Толщина сцинтиллятора из Gd_2O_2S будет определять чувствительность и разрешающую способность детектирующей системы. С увеличением толщины, чувствительность повышается, однако падает разрешение из-за рассеяния квантов видимого излучения в материале сцинтиллятора, данная зависимость представлена на рисунке 10 [60].

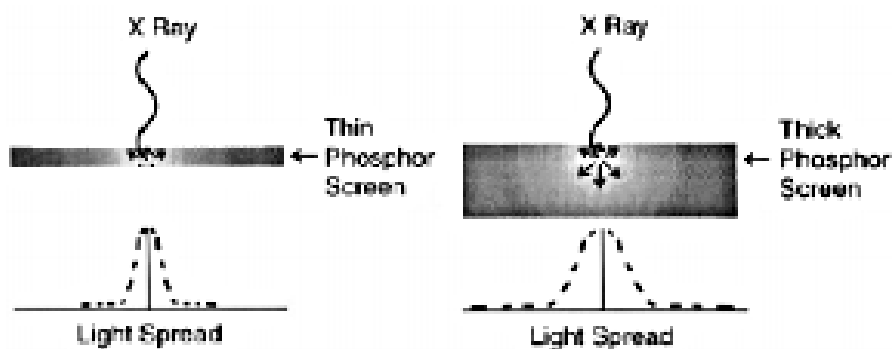


Рисунок 10 – Влияние толщины сцинтиллятора на чувствительность и пространственное разрешение детектора.

С повышением энергии рентгеновских квантов требуется увеличение толщины сцинтиллятора, что возможно до определенного предела. Поэтому на практике Gd_2O_2S применяют при относительно низкой энергии излучения – до 80 кэВ [61].

Для более высоких энергий рентгеновского излучения (до 300 кэВ) применяют CsI [62]. Особенность данного сцинтиллятора в том, что он имеет игольчатую структуру (рисунок 11), и кванты света движутся вдоль игл, практически без рассеивания. Данная особенность кристаллов CsI позволяет существенно увеличивать толщину сцинтилляционного слоя без потери разрешающей способности детектора (рисунок 12).



Рисунок 11 - Внутренняя структура кристаллического CsI (электронный растровый микроскоп) [63].

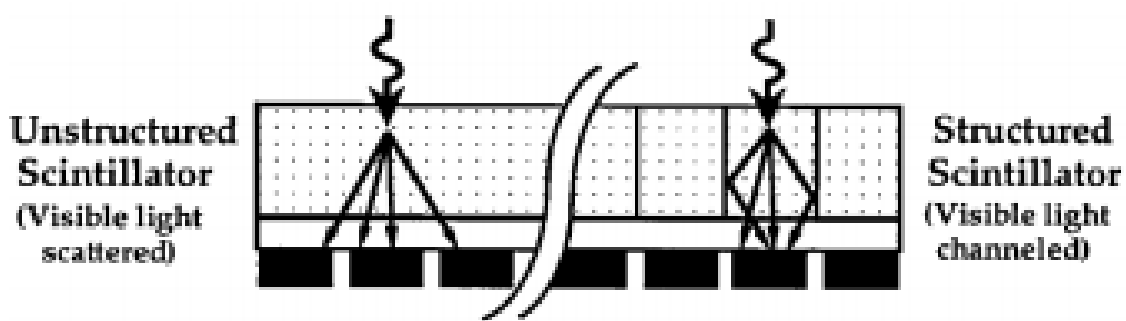


Рисунок 12 - Сравнение неструктурированного и структурированного сцинтилляторов.

В таблице 2 перечислены некоторые характеристики сцинтилляторов, используемых в рентгеновской микротомографии и нанотомографии [64].

Таблица 2. Характеристики сцинтилляторов.

Материал	Имя	Форма	Эффективный Атомный номер	Плотность г / см ³	Максимальная эммисия (нм)	Выход видимого света Фотоны / кэВ
Bi ₄ Ge ₃ O ₁₁	BGO		75	7,13	480	8
CdWO ₄		Кристалл	63	7,9	475	15
CsI:Tl		Столбчатая тонкая пленка	54,1	4,51	550	65
Gd ₂ O ₃ :Eu			61	7,1	611	19
Gd ₂ O ₂ S:Tb	P43	Напыление	59,5	7,3	545	
Lu ₃ Al ₅ O ₁₂ :Ce	LAG	Кристалл	61	6,73	535	20

Lu3Al5O12:Eu	LAG		61	6,73	535	
Y3Al5O12:Ce	YAG	Кристалл	32	4,55	550	40-50
YAlO3:Ce	YAP	Кристалл				
Y2O2S:Eu		Напыление				
Gd3Ga5O12:Eu	GGG		52	7,1		
Lu2O3:Eu			68,8	8,4	611	20
Lu2SiO5:Ce	LSO		65,2	7,4	420	25
Lu3Ga5O12:Eu	LGG		58,2	7,4		

Используются люминесцентные порошки на экране или встроенные в прозрачные среды [46, 59, 64], монокристаллические или волоконно-оптические сцинтилляционные стекла [65], колонно-ориентированные поликристаллические тонкие пленки, монокристаллические сцинтилляторы [50], а также литографически собранные в массив ячейки люминофора, находящиеся на расстоянии 2,5-мкм, цилиндры, заполненные люминофором [34]. Все люминофорные "экраны", за исключением последнего, могут быть получены прямым способом, и выгодно идти на такие крайности в производстве, дискретизированный в микро масштаб люминесцентный экран должен предотвратить оптические перекрестные помехи между соседними элементами детектора [66]. Шум от разброса, все же остается, и мало изменился сравнительно с дискретизацией [50]. С другой стороны, новая генерация вытравливаемых сцинтилляторов в заполненные колонки находится в стадии разработки [67]. Монокристаллические люминофоры, вероятно, являются наиболее популярными для синхротронного микротомографа, но развитие люминофора продолжается, в том числе материалы, сформированные через обработку тонкой пленки [63,68].

Как уже упоминалось выше, различные рентген-свет преобразователи обеспечивают различные сильные стороны. Например, поддавались сравнению: CdWO₄ монокристаллическая пластина толщиной 0,5 мм и Y₂O₂S:EU экран толщиной около 40 мкм [55]; экран производится до 15 раз больше света, в то время как монокристалл при условии значительно лучшего пространственного разрешения (80 пар линий/мм при 20-процентной контрастности, что соответствует резолуции 6 мкм). Несколько коммерческих

люминесцентных неорганических поликристаллических экранов были сравнены с оптоволоконными стеклами сцинтилляционных массивов, и более высокая производительность наблюдалась у стекла (до 20 пар линий/мм), чем у порошка сцинтилляторов [56]. Необходимы исправления для различных неоднородностей, как геометрические искажения и изменения в излучении света.

Микроканальные пластины нашли применение в соединительном слое порошковых сцинтилляционных экранов с CCD-камерами [57]. Оптические системы линз были использованы многими производителями, чтобы обеспечить оптическую линию для нанесения порошковых и монокристаллических экранов и CCD-камер. Особенно эффективная схема заключается в использовании одно или более низкой глубины фокуса оптической линзой(ами) в сочетании с монокристаллическим сцинтиллятором [50,55]. Низкая глубина фокуса ограничивает вклад в изображение (рентгенограмму) световыми фотонами, испускаемыми в узком диапазоне глубин в сцинтиляторе. Лишь малая часть формирования изображения рентгеновских фотонов вносит вклад в изображение. С другой стороны, в значительной степени устранен разброс от соседних сцинтиллирующих слоев и вкладов от расходящихся рассеянных световых фотонов от объема падающего излучения в фокусе.

Ни выход из рентгеновского источника, ни ответ детектора не равномерны, и это должно быть исправлено, для того чтобы не было серьезных артефактов в реконструкциях. Как правило, применяется коррекция плоского поля; то есть, каждая рентгенограмма корректируется точка за точкой на основе изображения, полученного при тех же самых условиях, что и рентгенограммы, но без объекта (т.е. белое поле изображения). Часто так же применяется, коррекция темного поля (изображение, записанное без какого-либо излучения). Рисунок 13 показывает «сырую» рентгенограмму и полученную нормированную рентгенограмму с использованием коррекции темного и белого поля. Несмотря на высокую степень структуры,

проявляющейся в белом поле (на «сырой» рентгенограмме), по существу, ни одна из этих искусственных структур не распространяется в нормализованной радиограмме. Некоторые коммерческие системы с использованием рентгеновских трубок базируются на основе записи одного темного поля и одного белого поля изображения в начале сканирования; этого, оказывается достаточным.

Существует ограничение на пространственное разрешение, которое можно получить из светоизлучающих сцинтилляторов. Это предел длины волны описывается в текстах, элементарных данных для оптических систем. Для материалов, используемых в рентгеновской микротомографах, этот предел составляет около 0,3 мкм, а также получение более разрешающей способности требует применения рентгеновской оптики перед сцинтиллятором (асимметричный кристалл увеличения пучка асимметричный кристалл, оптическая зонная пластинка и т.д.).

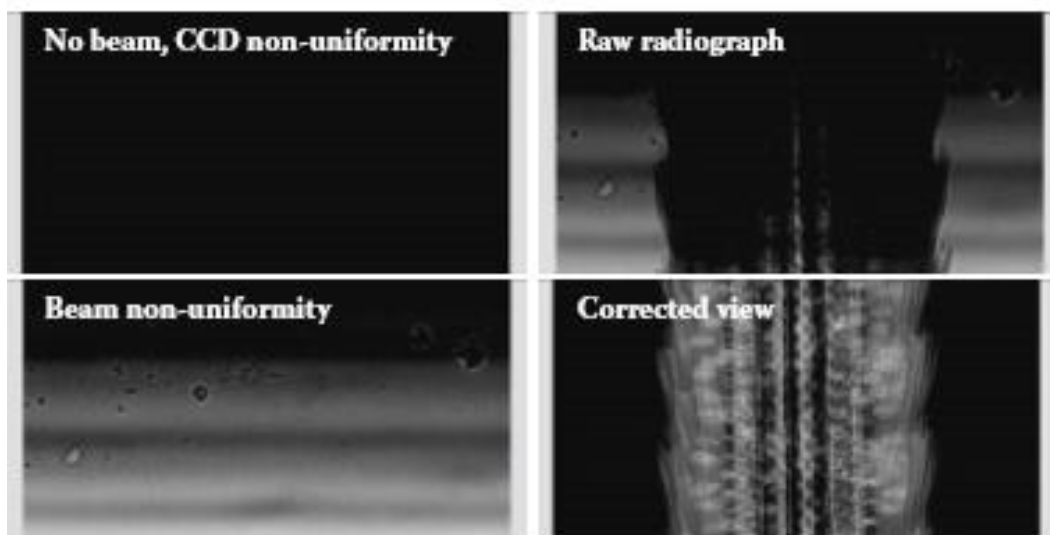


Рисунок 13 – Коррекция неоднородности для пучка и детектора. Образец позвоночника морского ежа. Горизонтальная длина 1,024 пикселей и вертикальная ширина 550 пикселей. Данные были записаны на 2-ВМ, APS (18 кэВ, 300 мкм CdWO_4 кристалла, 4X линзы, и $\sim 1,8$ мкм пиксели).

1.3 Метрология рентгеновских томографических систем

Рентгеновские томографы в последнее время стали использоваться как измерительные системы, что привело к необходимости определения и стандартизации их метрологических характеристик.

Основными нормативными документами, регламентирующими использование, а также характеристики рентгеновских томографических систем являются ISO 15708-1 и ISO 15708-2 [69-70]. Так же существуют документы международной организации ASTM (American Society for Testing and Materials), но все они ссылаются на данные стандарты.

Основными измеримыми параметрами изображений, пришедших из радиографии и используемых в томографии, отражающих качество данной системы КТ являются: пространственное разрешение и контрастная чувствительность.

Пространственное разрешение томографических изображений зависит от большого числа факторов. Одним из определяющих является базовое пространственное разрешение цифрового детектора, которое измеряется непосредственно по радиографическому снимку, как правило, с помощью дуплексного проволочного эталона [71]. Данная характеристика показывает размер элемента, который может быть обнаружен без использования проекционного увеличения.

Контрастная чувствительность во многом зависит от отношения сигнал-шум (ОСШ) или англ. signal-to-noise ratio (SNR). Оно также определяется по радиографическим снимкам и является отношением среднего значения сигнала детектора к стандартному отклонению в некоторой области изображения [71].

Однако прямое измерение пространственного разрешения и контрастной чувствительности в случае томографии затруднено по ряду причин. Поэтому стандартами предусматривается определение данных характеристик с использованием косвенного измерения – а именно, с

помощью определения функции передачи модуляции (ФПМ) [72-73]. Для установления ФПМ существующей томографической установки необходимо определить взаимосвязанные характеристики: функцию распределения точки (ФРТ) и функцию отклика границы (ФОГ). Подробнее данные параметры будут описаны далее.

2. Теоретический анализ метрологических параметров томографической системы

Функция, графически представленная на рисунке является функцией частотно-контрастной характеристики детектора или его функцией передачи модуляции (ФМП). Контрастно-частотная характеристика определяется как отношение величины контраста изображения, получаемого при помощи системы к контрасту соответствующей области оригинала (исследуемого образца) [74]. Значение частотно-контрастной характеристики зависит от пространственной частоты деталей исследуемого образца: чем больше частота, тем ниже значение характеристики. Поэтому график ФМП, где на оси абсцисс откладывается пространственная частота деталей объекта, а на оси ординат – частотно-контрастная характеристика, наглядно демонстрирует разрешающую способность системы. ФМП можно рассчитать теоретически,

однако более практически выгодным представляется, имея конкретную установку, определить ФМП экспериментально.

Физические особенности взаимодействия излучения с исследуемым объектом и детектором вызывают размытие изображения, которое может искажать форму деталей и их разрешимость. В первом приближении возможно найти двухмерную функцию размытия, которая после процедуры свертки с искомой функцией объекта даст в результате эквивалент томографического изображения. На рисунке 14 представлено физическое представление ФМП.

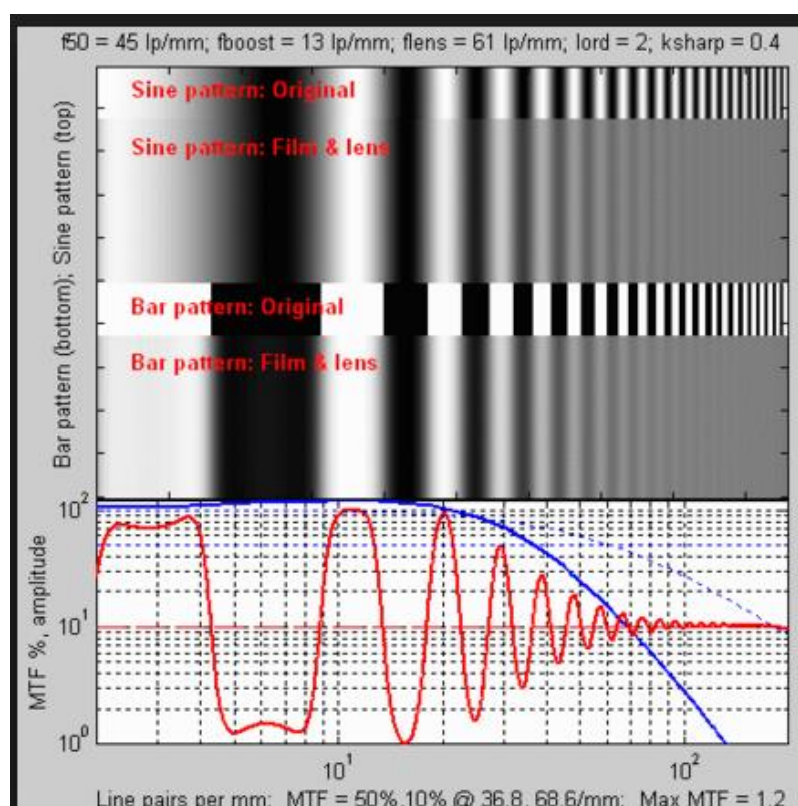


Рисунок 14 – Функция передачи модуляции

2.1 Функция распространения точки

В силу свойства линейности оптических систем обработки изображений, т.е.

Изображение (Объект1 + Объект2) = изображение (Объект1) + изображение (Объект2)

изображение объекта в микроскопе или телескопе (томографической системе) может быть вычислена путем выражения поля плоскости объекта в виде взвешенной суммы по 2D импульсным функциям, а затем выражения поля плоскости изображения как взвешенной суммы образов этих импульсных функций. Это свойство известно, как принцип суперпозиции, действующего для линейных систем. Изображения импульсных функций отдельных плоскостей объектов называется функцией распространения точки (Point Spread Function, PSF/ФРТ), отражая тот факт, что математическая точка света в плоскости объекта распространяется, так чтобы сформировать конечную площадь в плоскости изображения (в некоторых разделах математики и физики, они могут быть отнесены к функциям Грина или импульсных функций отклика).

Когда объект разделяется на отдельные точечные объекты различной интенсивности, изображение вычисляется как сумма ФРТ каждой точки. Как правило, ФРТ полностью определяется системой визуализации, все изображения можно описать зная оптические свойства системы. Для этого процесса, как правило, сформулированы уравнения свертки.

В пространственной области, (в отличие от области пространственных частот) пространственное разрешение системы формирования изображения характеризуется своей ФРТ. Теоретически, ФРТ является изображением, полученным из бесконечно малого точечного объекта, который может быть определен в 2D как произведение двух дельта-функций

$$\text{point}(x,y) = \delta(x,y) = \delta(x) \delta(y) \quad (1)$$

Если система математически представлена преобразованием S, то ФРТ системы PSF(x, y), получается путем преобразования точечного объекта рисунок 15.

$$\text{psf}(x,y) = S [\text{point}(x,y)] \quad (2)$$

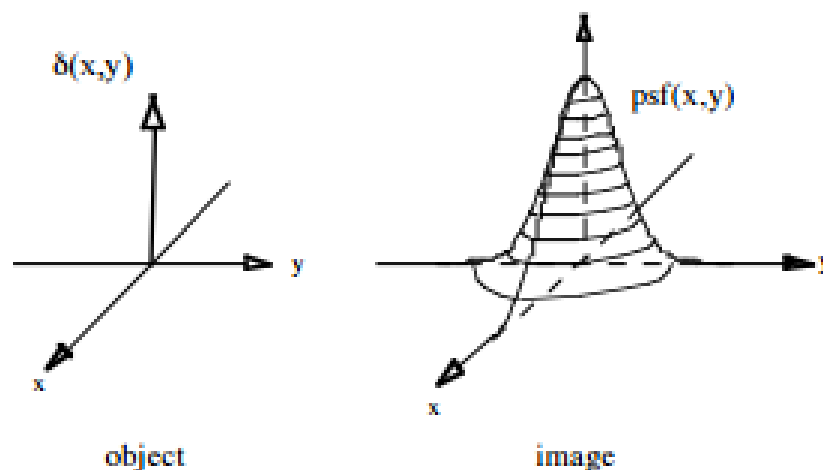


Рисунок 15 - Функция распространения точки (PSF) образа идеального точечного объекта. Функция передачи модуляции (Modulation Transfer Function, ФМП) является величина преобразования Фурье функции ФРТ.

Если (U, V) являются сопряженными пространственно-частотными переменными для пространственных переменных (x, y) , то функция передачи модуляции ФМП(U, V) получается из PSF(x, y) в качестве величины ее двойного преобразования Фурье.

$$STF(u, v) = \mathfrak{F}\{psf(x, y)\} \quad (3)$$

$$\text{ФМП}(u, v) = |STF(u, v)|$$

STF(U, V) является «передаточной функцией системы» и может быть сложной функцией (в лице конечных реальных и мнимых частей). Так как мы в основном связаны с величиной ответа системы в пространственной области частот, функции передачи модуляции, или ФМП(U, V), широко используется в радиационной физике.

Функция распространения точки и его пространственно-частотное представление (ФМП) являются наиболее важными теоретическими показателями пространственного разрешения системы визуализации.

ФРТ трудно определить на практике, поскольку объект бесконечно малая точка не может быть идеально воспроизведен, а только приближенно. Для систем пленка-экран, крошечное отверстие в пластине может рентгеноконтрастно выступать точечным объектом. Поскольку диафрагма должна быть мала по сравнению с пространственным разрешением системы

(несколько десятков микрон в диаметре), очень мало рентгеновских лучей передаются через апертуру заставляя делать длинное время экспозиции.

2.2 Функция распространения линии

Методы Фурье могут быть использованы для анализа реакции системы, путем формирования изображения квадратной волны, проходящей сквозь узкую щель в свинцовой пластине. Меандр является эквивалентом суммы бесконечного числа синусоидальных волн. Получение изображения такой щели показано на рисунке 16, где прошедшее излучение возбуждает флуоресценцию в усиливающем экране. Люминесцентный свет излучается во всех направлениях, и поэтому изображение щели становится распространено на более широкой площади, чем при идеальном прохождении. Эффект виден в профиле освещенности, который состоит, из центрального пика с «хвостами», расположенным вокруг него. Этот тип профиля называется функция распространения линии (LSF/ФРЛ). Влияние профиля на изображение щели в качественном результате просматривается более легким оттенком серого вокруг краев щели как степень, заданная на хвостах ФРЛ. Поэтому лучшую производительность можно рассматривать как сужение ФРЛ и подавления его хвостов.

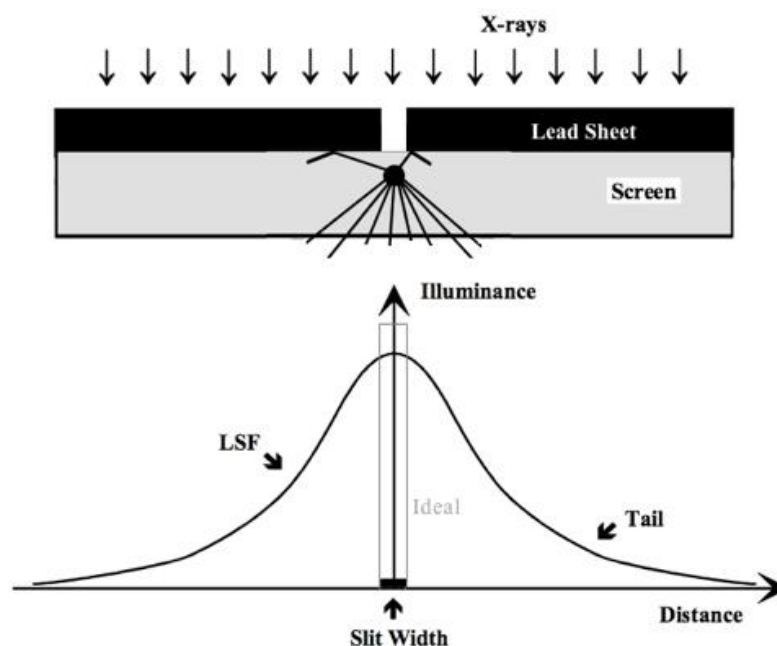


Рисунок 16 – Функция распространения линии.

Lead Sheet – Лист свинца, Screen – люминисцентный экран, X- rays – рентгеновское излучение, Tail – хвост функции распространения точки, Slit Width – ширина щели.

Измерение ФРЛ может снизить технические трудности, связанные с получением и измерением ФРТ. Как следует из названия, функция распространения линии получена с бесконечно малой щели в непрозрачном объекте, а не бесконечно малой точки в отверстии. Функция распространения линии являет собой одномерное представление о двумерной функции точки распространения. Так как мы предполагаем, что ФРЛ системы формирования изображения пространства инвариантно, мы можем измерить форму функции распространения линии с микроденситометром через изображение щели, перпендикулярной к длине щели. Что касается ФРЛ, ширина щели должна быть достаточно узкой, чтобы ее конечные степени не вносили значительного вклада в ширину изображения. То есть, разброс отображаемого изображения щели должен быть практически полностью обусловлен эффектом смазывания

представления в системе формирования изображения, а не шириной щели. Для систем пленка-экран, ширина щели должны быть 10 мкм или меньше.

Математически щель (или линейный источник) определяется как:

$$line(x) = \delta(x) = \int_{-\infty}^0 \delta(x)\delta(y)dy = \int_{-\infty}^0 point(x,y)dy \quad (4)$$

которая является достаточно узкой в направлении x и простирается до бесконечности в направлении оси y . Если S – линейное преобразование системы формирования изображения, то мы знаем, что ФРЛ $LSF(x)$ получается путем преобразования линейного источника:

$$lsf(x) = s[line(x)] = S \int_{-\infty}^{+\infty} [point(x,y)]dy = \int_{-\infty}^{+\infty} S[point(x,y)]dy = \int_{-\infty}^{+\infty} [psf(x,y)]dy \quad (5)$$

так что $LSF(x)$ равна интегралу по y PSF. Несмотря на то, ФМП системы определяется из преобразование Фурье функции распространения точки, его также можно получить от функции распространения линии посредством преобразования

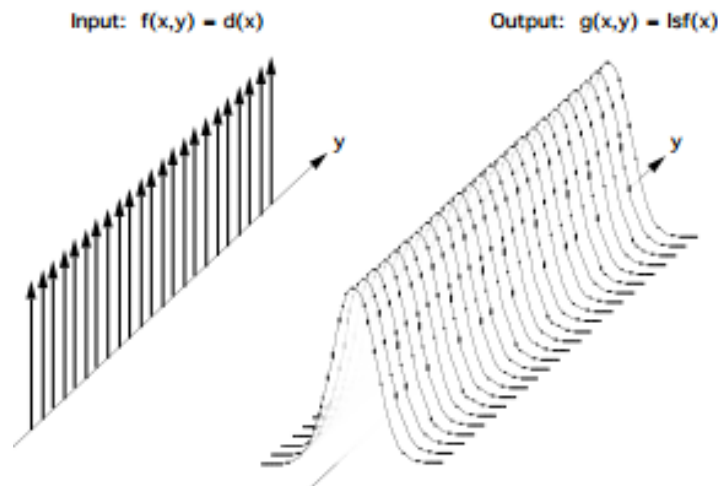


Рисунок 17 – ФРЛ, если образ идеального линейного объекта (например, бесконечно малая щель в свинцовой пластине). ФМП в одном измерении это величина преобразования Фурье ФРЛ.

2.3 Функция отклика границы

Последний метод, для определения пространственного разрешения томографической системы – это формирование функции «отклика границы». Этот метод представляется, как пропускание излучения через ребро объекта, после чего оно регистрируется детектором, т.е. мы получаем картинку грани объекта, на одной половине которой излучение поглощается объектом, а на другой пропускается без ослабления. Следовательно, его передача определяется в соответствии с уравнением:

$$step(x,y) = \begin{cases} 1 & x \geq 0 \\ 0 & x < 0 \end{cases} \quad (6)$$

Как указывают Баррет и Свинделл, эту функцию можно также записать в виде:

$$step(x,y) = step(x) = \int_{-\infty}^0 \delta(x') dx' = \int_{-\infty}^0 line(x') dx' \quad (7)$$

Если оператор системы S является линейным, то интеграл представляется как обобщенная сумма эффектов:

$$\begin{aligned} esf(x) &= S\{step(x)\} = S\left\{\int_{-\infty}^0 line(x') dx'\right\} = \int_{-\infty}^0 S\{line(x')\} dx' \\ &= \int_{-\infty}^0 lsf(x') dx' \end{aligned} \quad (8)$$

так что функция распространения линии - производная от функции распространения края:

$$lsf(x) = \frac{d}{dx} [esf(x)] \quad (9)$$

Следовательно, мы получаем профиль плотности, чтобы определить функцию распространения края при визуализации края. Производная функции распространения края является ФРТ.

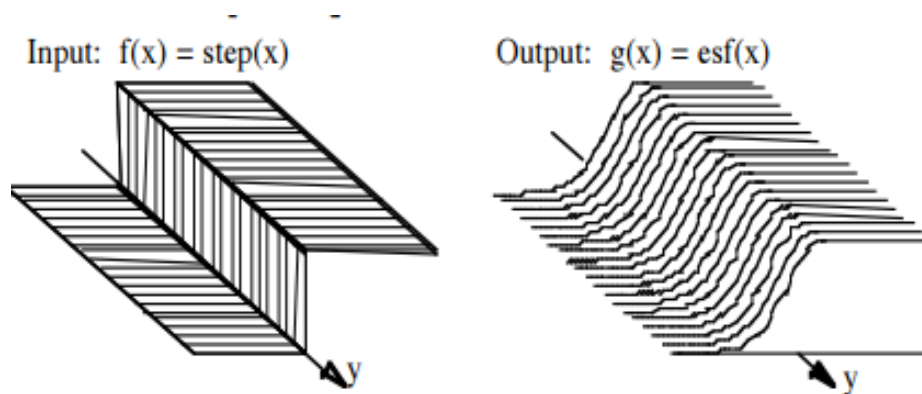


Рисунок 18 – Функция распространения края (ESF) есть образ идеального шаг – объекта (например, край свинцовой пластины). ФРЛ может быть получена как пространственная производная ESF. Аналогично линейный объект моделируется как производная от края объекта.

Следовательно, мы получаем профиль плотности для определения ESF при визуализации края. Производная ESF это функция распространения линии, что дает возможность при преобразование Фурье получить ФМП в одном измерение в соответствии с уравнением (3).

2.4 Компоненты нерезкости

Теперь, когда нерезкость описана математически, можно использовать эти инструменты для изучения и количественного определения нескольких компонентов нерезкости. Рассмотрено четыре основных компонента: геометрическая нерезкость, нерезкость перемещения, детекторная нерезкость, и нерезкость из-за оцифровки. Геометрическая нерезкость относится к потере деталей с увеличением размера источника излучения. Нерезкость перемещения относится к потере деталей из-за движения источника, детектора или объекта. Детекторная нерезкость относится к потере деталей, вызванной разрешающей способностью детектора. Нерезкость из-за оцифровки относится к потере деталей, связанных с аналого-цифровым преобразованием изображения.

2.4.1 Геометрическая нерезкость

Геометрическая нерезкость в проекции рентгенограммы относится к потере деталей изображения, вызванные размером фокального пятна рентгеновской трубки. Как показано на рисунке 19, широкий источник рентгеновского излучения размывает внешний вид края или любой другой детальной структуры объекта. Можно использовать термины, заимствованные из астрономии в описании степени размытости. Область непосредственно позади объекта, которая полностью находится в тени объекта, называется умбра. Кроме того, в регион, который находится в частичной тени фокусного пятна и называется полутенью. В некоторых источниках, полутень называется градиент кромки.

Очевидно, что как увеличивается размер фокусного пятна, так же увеличивается размер полутени, и степень геометрической нерезкости или размытости также увеличивается. Поэтому, чтобы получить наиболее подробное изображение, следует использовать минимально возможное фокусное пятно. Тем не менее, фокусное пятно должно быть достаточно большим, чтобы рассеивать тепло, выделяемое на аноде.

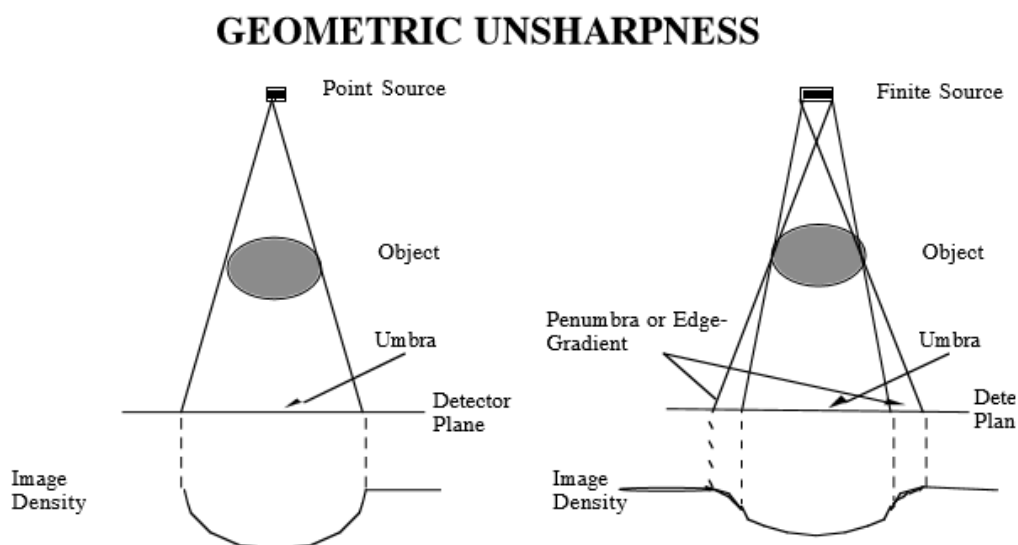


Рисунок 19 – Геометрической нерезкостью является потеря деталей с увеличением размера фокусного пятна рентгеновской трубки. Умброй является полностью затененная область за объектом, когда полутень – это частично затененный участок, окружающий умбру.

Другим важным фактором, влияющим на геометрическую нерезкость является увеличение (M). Если объект проецируется на рецептор изображения с увеличением M , то фокусное пятно увеличивается с коэффициентом $M-1$. Когда объект находится на середине между источником и детектором, он изображается с увеличением 2, в то время как прогнозируемый размер фокусного пятна равен его физическому размеру (т.е. увеличение равно $M-1 = 1$). По мере того как объект перемещается ближе к детектору увеличение стремится к единице, а размер источника или увеличения фокусного пятна стремится к нулю. По мере того как объект приближается к источнику, увеличение как объекта, так и фокусного пятна увеличивается, что вызывает увеличение геометрической нерезкости (рисунок 20). Увеличение геометрической нерезкости, сопровождающее увеличение объекта ограничивает степень, в которой увеличение может быть использовано для улучшения пространственного разрешения с которым объект реконструируется.

EFFECT OF MAGNIFICATION ON GEOMETRIC UNSHARPNESS

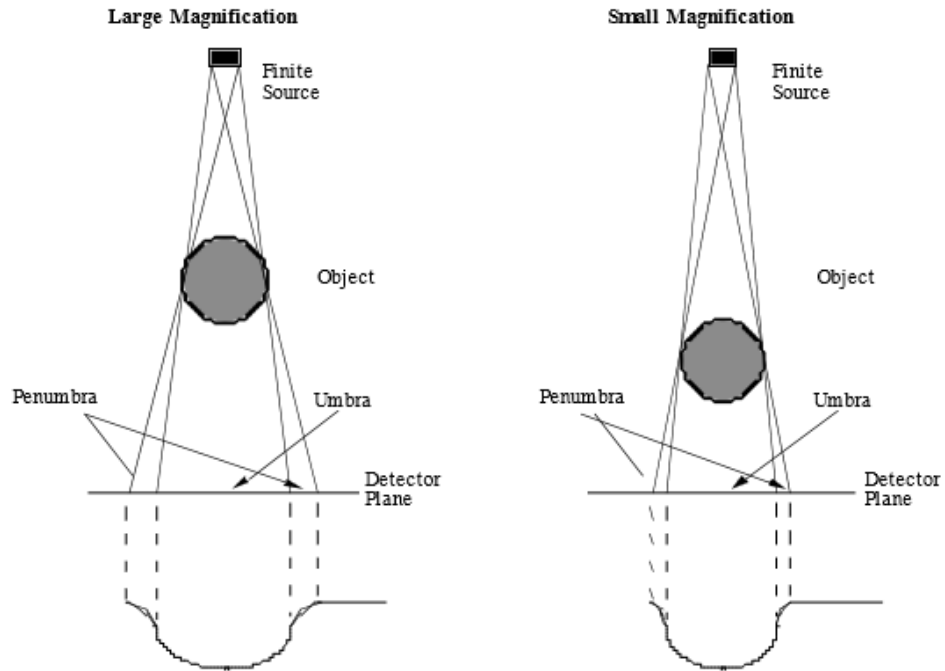


Рисунок 20 – Оба источника (фокусное пятно) и масштаб объекта уменьшаются по мере того, как объект перемещается ближе к плоскости детектора. Влияние геометрической нерезкости ассоциированных с размером полутени по отношению к умбре.

Изображение $g(x, y)$ получается сверткой объект $f(x, y)$ из функции распространения точки $h(x, y)$ из-за размытости фокусного. Математически это выражается в виде

$$g(x, y) = \frac{1}{(M - 1)^2} f\left(\frac{x}{M}, \frac{y}{M}\right) \otimes \otimes h\left(\frac{-x}{M - 1}, \frac{-y}{M - 1}\right) \quad (10)$$

или в частотной области,

$$G(u, v) = M^2 F(Mu, Mv) H(-(M - 1)u, -(M - 1)v) \quad (11)$$

где $H(u, v)$ является двумерной функцией передачи, связанной с размытием фокального пятна. Оба $f(x, y)$ и $F(u, v)$ относятся к распределениям объекта (в пространственной и частотной областях), которые увеличиваются на множитель M на плоскости детектора. Если $M > 1$ проецируемое изображение больше объекта, и это может обеспечить повышенное разрешение, когда детектор является ограничивающим фактором. Точно так

же, $h(x, y)$ и $H(u, v)$ ссылка на источник или распределение фокального пятна, где источник увеличивается с коэффициентом $M-1$ на плоскости детектора. Отрицательные знаки в аргументах h и H показывают, что образ исходного распределения пространственно восстанавливается. При $M > 2$ фокальное пятно изображения увеличено потенциально уменьшая детали в окончательном изображении.

2.4.2 Движение объекта (Нерезкость перемещения)

Идеальные системы обработки изображений предполагают, что объект, источник излучения и детектор являются неподвижной системой относительно друг друга во время радиографического облучения. Когда один или более из этих компонентов двигается, изображение размывается (потеря пространственного разрешения) вследствие "нерезкости перемещения".

Рассмотрим объект, крошечное отверстие диафрагмы, равномерно движущегося в направлении оси x с постоянной скоростью V в течение времени экспозиции T . Смещение проецируемого изображения в плоскости детектора из-за движения объекта, является MvT , где M является объектом увеличения. В этих предположениях объект точки будет иметь вид (рисунок 20)

$$h_{motion}(x) = \frac{1}{MvT} II\left(\frac{x}{MvT}\right) \quad (12)$$

где нормализующий термин $1/(MvT)$ в передней части функции прямоугольника страхует, что компонент движения функции ФРТ [$h_{motion}(x)$] имеет единичную площадь такой, что она приближается к дельта-функции в пределе, когда-либо V или T стремятся к нулю (небольшое движение или очень короткое время экспозиции). Это подчеркивает, что очевидный и эффективный метод ограничения эффекта нерезкости движения заключается в использовании очень короткое время экспозиции.

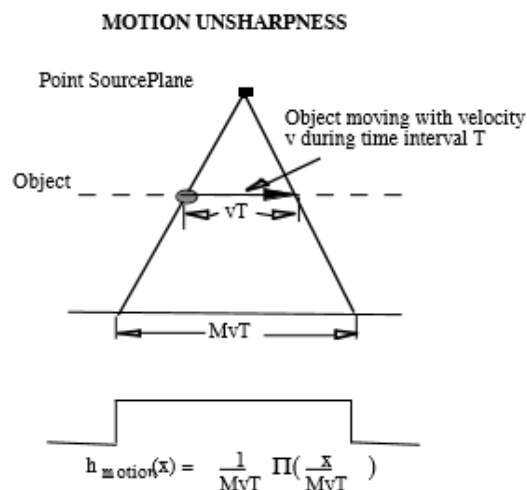


Рисунок 21 – Нерезкостью движения является потеря деталей из-за движения источника, детектора или объекта. Для получения равномерной скорости, движение можно характеризовать также функцией распространения, как показано на этом рисунке.

2.4.3 Детекторная нерезкость

Нерезкость также вызвана рассеиванием света в усиливающем экране. Когда рентгеновские лучи поглощаются на глубине в усиливающем экране, свет рассеивается, способствуя нерезкости. Более толстый экран более рассеивает свет и, следовательно, будет способствовать большей нерезкости. Разрешение варьируется от 6-9 пл/мм для изображений, сделанных с быстрым (т.е. толстых) экранов до 10-15 пл/мм для изображений, полученных с помощью детализированных экранов в лабораторных условиях. Разрешение гораздо хуже (2-4 пл/мм) для рентгеновских изображений, полученных с использованием усилителя изображения. Световое рассеивание, и, следовательно, степень детекторной нерезкости, может быть ограничено детализированными экранами с колеровкой слоя люминофора на усиливающем экране.

Рассчитаем воздействие эмульсии пленки с помощью световых фотонов, испускаемых усиливающим экраном ссылаясь на рисунок 22. Предположим, что рентгеновский фотон поглощается на расстоянии x в пределах

усиливающим экраном. Установим систему координат на месте взаимодействия. Пусть r перпендикулярное расстояние вдоль плоскости эмульсии пленки с точки измерения света на месте рентгеновского взаимодействия, и пусть d будет толщина усиливающего экрана.

При экспозиции пропорциональной интегральной плотности потока (т.е. число фотонов на единицу площади) световых фотонов, достигающих эмульсии. При $r = 0$, то есть в положении непосредственно в соответствии с местом взаимодействия, плотность энергии зависит только от глубины взаимодействия x . Поскольку предполагается, что чтобы фотоны света были изотропно излучаемыми, отклик экрана при $r = 0$ должен следовать закону обратных квадратов

$$h(0, x) = \frac{k}{x^2} \quad (13)$$

где k коэффициент пропорциональности, который связывает генерацию и распространение света в усиливающем экране после поглощения рентгеновского фотона. На расстоянии " r " от начала координат, плотность энергии света падает из-за закона обратных квадратов, а также модулируется косинус из-за перекося, с которой фотоны света эмульсии пленки. Следовательно,

$$h(r, x) = k \left(\frac{1}{r^2 + x^2} \right) \cos(\theta) = k \frac{x}{(r^2 + x^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (14)$$

Мы предполагаем, что эта система является пространство инвариантной так, чтобы частотная характеристика системы определяется преобразованием Фурье функции ФРТ $h(r)$. Мы можем определить его пространственное поведение частоты в полярных координатах для функции, имеющей круговую симметрию, используя преобразование Ханкеля H .

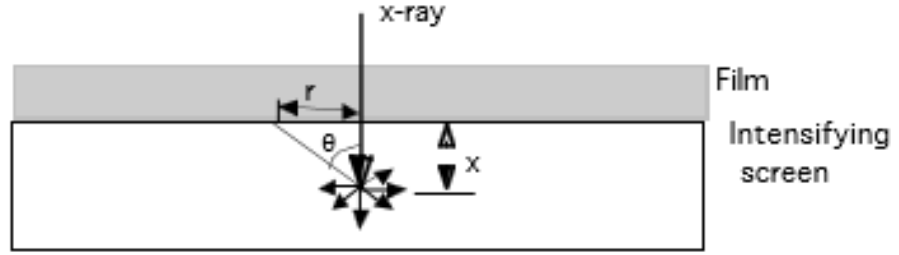


Рисунок 22 – Рентгеновский фотон поглощается на глубине x в усиливающем экране. Свет излучается люминофором под углом θ и взаимодействует с пленкой на расстоянии r от пути рентгеновского фотона

Брассвел показывает, что

$$H \left[\frac{1}{a^2 + r^2} \right]^{3/2} = \frac{2\pi e^{-2\pi x\rho}}{x} \quad (15)$$

которые могут быть применены к уравнению (14) с получением

$$H_0(\rho, x) = H\{h(r, x)\} = 2\pi \int_0^\infty \frac{kx}{(\sqrt{r^2 + x^2})} J_0(2\pi\rho r) r dr = \frac{2\pi e^{-2\pi x\rho}}{x} \quad (16)$$

где J_0 функция Бесселя нулевого порядка.

Для удобства, мы будем нормализовать частотную характеристику, чтобы дать ответ на пространственной частоте $\rho = 0$,

$$H^*(\rho, x) = \frac{H_0(\rho, x)}{H_0(0, x)} = e^{-2\pi x\rho} \quad (17)$$

Функция $H^*(\rho, x)$ дает среднюю частотную характеристику каждого фотона, взаимодействующего на глубине x с усиливающим экраном. Когда пучок фотонов взаимодействует с усиливающим экраном, необходимо вычислить отклик из-за всех фотонов, взаимодействующих с экраном, независимо от глубины. Если мы предположим, что $p_d(x)$ есть доля всех падающих фотонов, взаимодействующих на единицу толщины на глубине x в усиливающем экране (то есть функции плотности вероятности), то средняя передаточная функция для этого пучка взаимодействующих рентгеновского излучения

$$H(\rho) = \int_0^\infty H^*(\rho, x) p_d(x) dx = \int_0^\infty e^{-2\pi x\rho} p_d(x) dx \quad (18)$$

Для определения $p_d(x)$, заметим, что дробное число фотонов, передаваемых через расстояние x бесконечно толстого усиливающего экрана $e^{-\mu x}$ так, что доля фотонов, удаленных на расстояние x

$$P(x) = 1 - e^{-\mu x} \quad (19)$$

Функция плотности вероятности является скоростью, при которой фотоны будут удалены на единицу длины в усиливающем экране

$$p_d(x) = \frac{d}{dx} [P_d(x)] = \mu e^{-\mu x} \quad (20)$$

Однако уравнение (20) применяется только к нереалистичным случае бесконечно толстого усиливающего экрана. Для получения функции усиливающего экрана конечной толщины d , доля фотонов удаленных на расстояние x

$$\begin{aligned} P'(x) &= \frac{\text{вероятность взаимодействия фотона до расстояния } x}{\text{вероятность взаимодействия фотонов в экране толщиной } d} \\ &= \frac{1 - e^{-\mu x}}{1 - e^{-\mu d}} \end{aligned} \quad (21)$$

где выражение выше было нормализовано с использованием числа фотонов, поглощаемых на экране так, что $P'd(x)$ представляет собой долю поглощенных фотонов на расстояние x .

$$p_d(x) = \frac{d}{dx} [P'_d(x)] = \frac{\mu e^{-\mu x}}{1 - e^{-\mu d}} \quad (22)$$

Следовательно применяя это к уравнению (18)

$$\begin{aligned} H(\rho) &= \int_0^\infty H^*(\rho, x) p_d(x) dx = \frac{\mu}{1 - e^{-\mu d}} \int_0^d e^{-2\pi x \rho} e^{-\mu x} dx \\ &= \frac{\mu}{(2\pi \rho + \mu)(1 - e^{-\mu d})} [1 - e^{-d(2\pi \rho + \mu)}] \end{aligned} \quad (23)$$

Заметим, что при ρ приближающемся к 0, то $H(\rho)$ приближается к единице. Для получения высоких пространственных частот (где ρ велико), мы знаем, что $e^{-d(2\pi \rho + \mu)} \approx 0$ и $2\pi \rho \gg \mu$, поэтому мы имеем

$$H(\rho) \approx \frac{\mu}{(2\pi \rho)(1 - e^{-\mu d})} \quad (24)$$

Таким образом, передаточная функция $H(p)$ на усиливающем экране в (24) дает частотную характеристику по мере приближения высокого предела частоты. Для лучшего пространственного разрешения, значение $H(p)$, должно быть большим (т.е. близко к 1), как можно на более высоких частотах. В связи с этим, уравнение (24) показывает, что существует компромисс между толщиной экрана и пространственным разрешением. Тем не менее, увеличение толщины экрана d уменьшает $H(p)$, следовательно, уменьшая высокие частоты. С другой стороны, уменьшение толщины экрана d увеличивает отклик системы $H(p)$, увеличивая пространственное разрешение, при этом требует увеличения дозы облучения. Ввиду этого компромисса, важно выбрать люминофорные материалы с максимально возможной эффективностью (т.е. большие значения μ), так что доза облучения может быть сведена к минимуму при увеличении $H(p)$ для максимального увеличения амплитуды сигнала.

2.4.4 Цифровое разрешение изображения

Мы представляли изображение $g(x, y)$ как свертку между передачей объекта $f(x, y)$ и ФРТ $h(x, y)$ системы формирования изображения,

$$g(x, y) = f\left(\frac{x}{M}, \frac{y}{M}\right) \otimes \otimes h\left(\frac{-x}{M-1}, \frac{-y}{M-1}\right) \quad (25)$$

объект и ФРТ корректируются для увеличения M при проекции изображения на плоскость детектора. Термин объект может содержать размытие вследствие движения или других участников нерезкости движения, хотя эти факторы далее будут игнорироваться. Далее цель заключается в представлении цифрового изображения математически в терминах аналогового изображения $g(x, y)$, а также оценке частотных характеристик оцифрованного сигнала.

Этот двухступенчатый процесс может представлять собой сначала оцифровку образца аналогового изображения, а затем "пикселизацию"

выборочных данных изображения. Когда выбирается образец изображения, выбирается регулярно разнесенные значения от аналоговых значений, которые приписываются прямоугольным пикселям в процессе пикселизации. Математически, в одном измерении, пусть $g(x)$ представляет аналоговое изображение, из которого мы хотим сформировать цифровое изображение с шагом пикселя. Отбор проб производится путем умножения изображения $g(x)$ с помощью гребенчатой функции $III(x/a)$ и пикселизация осуществляется путем свертки дискретизированных данных квадратной функцией $II(x/a)$

$$g_{dig}(x) = \left[g(x) III\left(\frac{x}{a}\right) \right] \otimes II\left(\frac{x}{a}\right) \quad (26)$$

где ширина (a) квадратной функции (размер пикселя) выбирается так, чтобы совпадать с расстоянием между образцами (рисунок 22).

Интуитивно понятно, что мы терпим потери пространственного разрешения, если размеры пикселей велики по сравнению с деталями, которые мы хотим сохранить в изображении. Процесс отбора проб также может ввести наложение спектров (т.е. ложный сигнал, частота), если частота дискретизации не удовлетворяет теореме Шеннона (т.е. частота дискретизации должна быть в два раза больше самой высокой пространственной частоты в изображении).

Несколько эффектов процесса оцифровки лучше всего видны с помощью представления частотной области уравнения (26)

$$G_{dig}(u) = a^2 [G(u)] \otimes III(au) \text{sinc}(au) \quad (27)$$

В этом уравнении, мы видим, что в частотной области процесс цифровизации начинается со свертывания преобразование Фурье $G(u)$ функции изображения из гребенчатой функции $III(au)$. Так как гребенчатая функция является суммой бесконечного числа равномерно распределенных дельта-функций, эта свертка реплицируется $G(u)$ через равные промежутки времени $\Delta u = 1/a$ на оси пространственной частоты. В повторениях $G(u)$ дополнительно модифицированы путем умножения на sinc функции. Это используется для подавления амплитуды отобранной функции $[g(x) III(x/a)]$

при более высоких пространственных частотах, так как величина sinc функции уменьшается с увеличением пространственной частоты. Это отражает потерю деталей, связанных с шириной свертки квадратной функции в уравнении (26).

Термин репликации $[G(u) \otimes \Pi(au)]$ предполагает возможность наложения спектров в оцифрованных функциях $[g(x) \Pi(x/a)]$. В частности, если соседние повторения $G(u)$ перекрываются в частотной области, то происходит сглаживание (рисунок 23). Как можно видеть на рисунке 24, если наивысшая пространственная частота в аналоговом изображении u_{obj} [пл/расстояние] и частота дискретизации равны u_{samp} [образцы/расстояние], а затем, если $u_{samp} < 2u_{obj}$, то $G(u)$ сглаживается. Это проявляется как перекрывания повторов в интервале частот от $u_{samp} - u_{obj}$ до максимальной частоты $u_{obj}/2$. На этом рисунке показано, что частота совмещенного сигнала равна частоте дискретизации (u_{samp}) минус частоты образца (u_{obj}).

Image Digitization

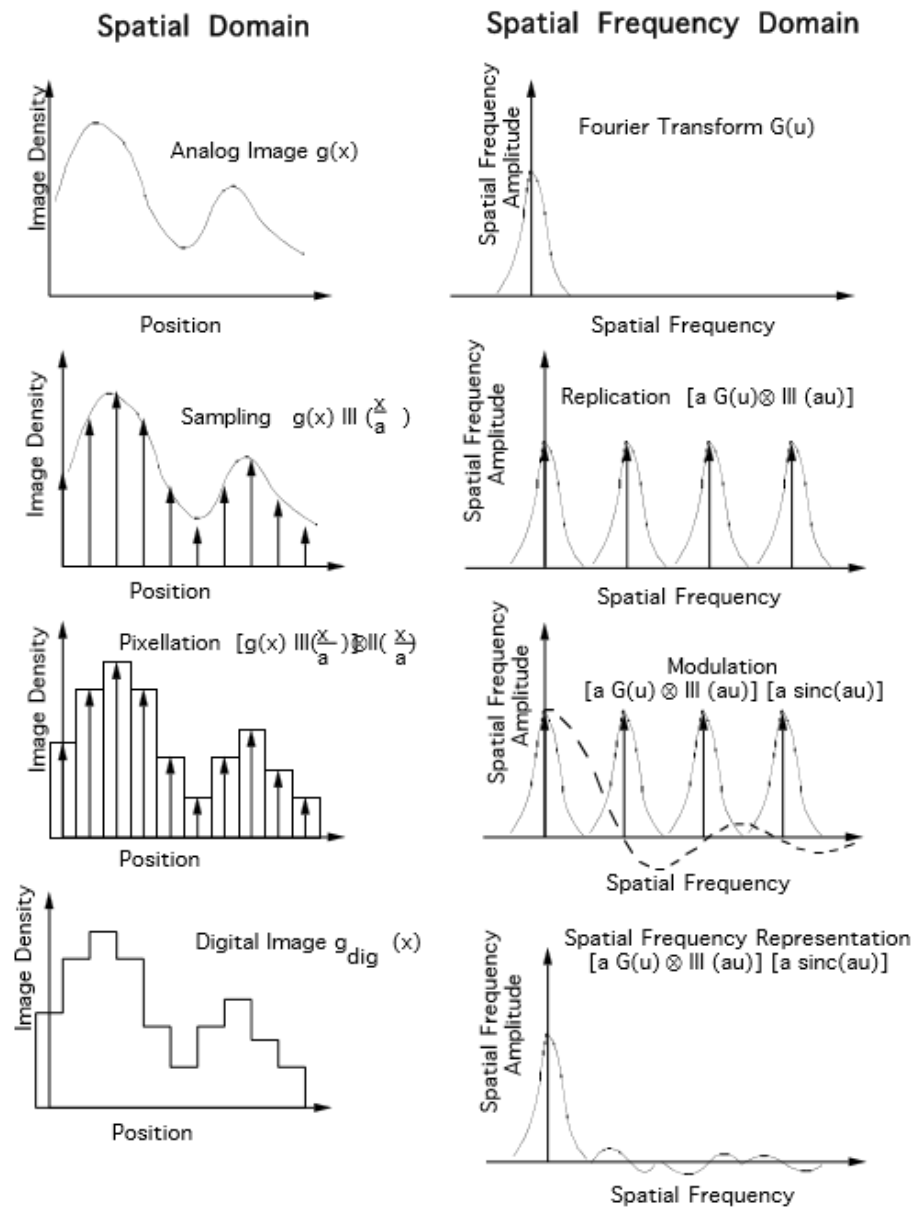


Рисунок 23 – Процесс оцифровки изображения начинается с выборки аналогового изображения с последующей пикселизацией. Этот процесс проиллюстрирован на обоих пространственных и пространственно-частотных областях.

Aliasing Due to Incomplete Digital Sampling

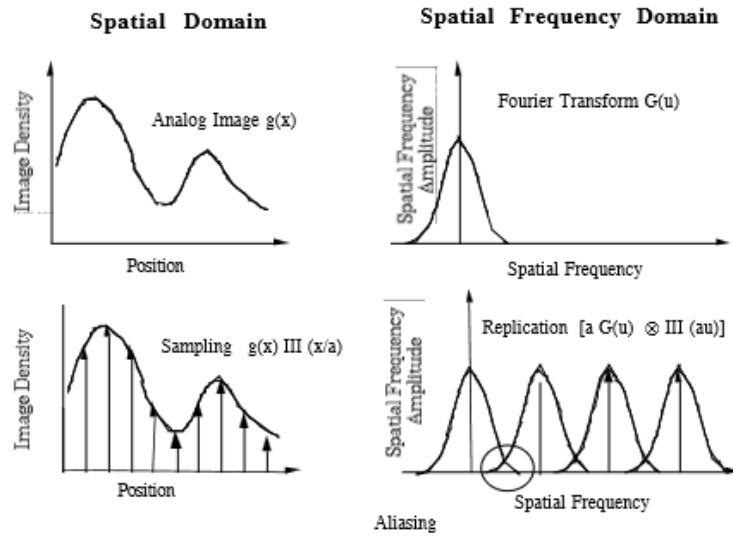


Рисунок 24 – Искажения обусловлены субсэмплированием аналогового сигнала при оцифровке. Это вводит ложную информацию в пространственно-частотной области.

Мы можем предотвратить наложение спектров путем сглаживания (или "ограничения полосы частот") аналогового сигнала $g(x)$ до взятия пробы, если максимальная частота в сглаженном изображении меньше, чем $1/2$ частоты дискретизации (рисунок 25). Математически, если сглаживание выполняется сверткой аналогового изображения $g(x)$ с низкочастотного ядра $b_{lp}(x)$, оцифрованное изображение может быть выражено как

$$g_{dig}(x) = \left\{ [g(x) \otimes b_{lp}(x)] III \left(\frac{x}{a} \right) \right\} \otimes II \left(\frac{x}{a} \right) \quad (28)$$

которая в пространственно-частотной области эквивалентна

$$G_{dig}(u) = a^2 \{ [G(u) B_{lp}(u)] \otimes III(au) \} sinc(au) \quad (29)$$

где преобразование $b_{lp}(x)$ является сглаживанием Фурье или размытием функцию $b_{lp}(x)$. Процесс размывания имеет два важных преимущества. Во-первых, это может улучшить отношение сигнал-шум оцифрованного изображения путем удаления высокие пространственно-частотных составляющих, в которых часто преобладают шумы. Во-вторых, размытие может уменьшить или устранить наложение спектров (рисунок 24).

Конечно, функция $b_p(x)$ должна быть выбрана тщательно, чтобы уменьшить наложение спектров и улучшить отношение сигнал-шум в цифровой форме изображения, без неприемлемой потери пространственного разрешения.

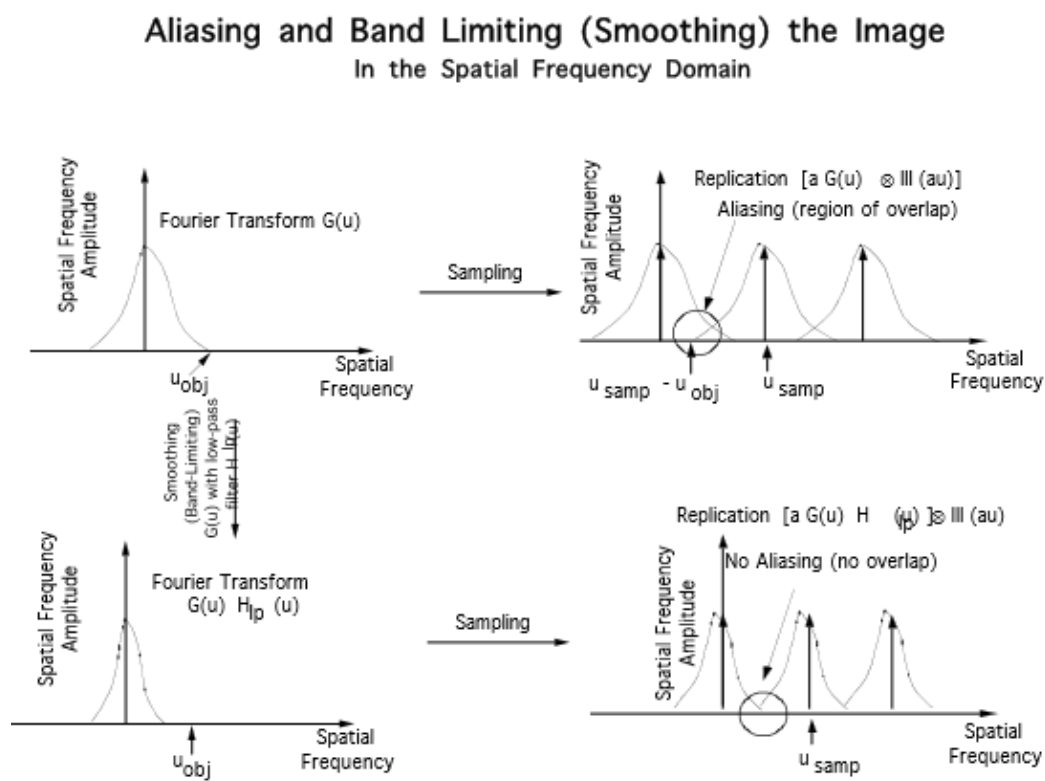


Рисунок 25 – Размывание может быть удалено путем сглаживания или ограничение полосы частот аналогового сигнала, перед отбором пробы. Это удаляет дублирующие регионы перекрытием в пространственно-частотной области оцифрованного сигнала.

3. Результаты проведенного исследования

3.3. Методика контроля толщины карбидокремниевого покрытия

Методика контроля толщины карбидокремниевого покрытия [76, 77] на углерод-углеродном основании с помощью толщиномера ТКП–01 требует калибровки прибора по стандартным образцам предприятия (СОП) для каждого типа изделий. При погрешности измерения ± 10 мкм толщина покрытия на СОП должна быть эталонирована с погрешностью не более ± 3 мкм. В настоящее время единственный способ определения толщины покрытия на готовом изделии – это использование образцов-свидетелей. Изготавливаются шлифы поперечного сечения образца-свидетеля, на котором с помощью микроскопа определяется качество покрытия. Результат контроля переносится на изделие [78]. При изготовлении СОП для калибровки толщиномера также задается время осаждения и по нему косвенно определяется толщина покрытия. Такой метод не позволяет в принципе стандартизовать СОП в связи с тем, что какие-либо данные непосредственно по толщине покрытия на образце отсутствуют.

В данной работе исследована возможность использования томографического метода для определения толщины покрытия, нанесенного на СОП. Для этого использовался микротомограф TOLMI–150–10, разработанный в международной лаборатории TOLMI национального исследовательского Томского политехнического университета. Конструкция микротомографа позволяет реконструировать сечение отдельного участка изделия различных размеров с последующими геометрическими измерениями интересующих элементов, например, толщины покрытия.

На рисунке 53 приведена схема сканирования СОП, реализованная в томографе. Область реконструкции в сечении представляет собой круг, находящийся в пределах видимости детекторной матрицы. Размер зоны реконструкции определяется расстояниями источник-детектор (F) и источник-

центр вращения объекта (f). Участок поверхности образца, попадающий в область реконструкции представляет собой дугу АВ внутри окружности, ограничивающую эту область.

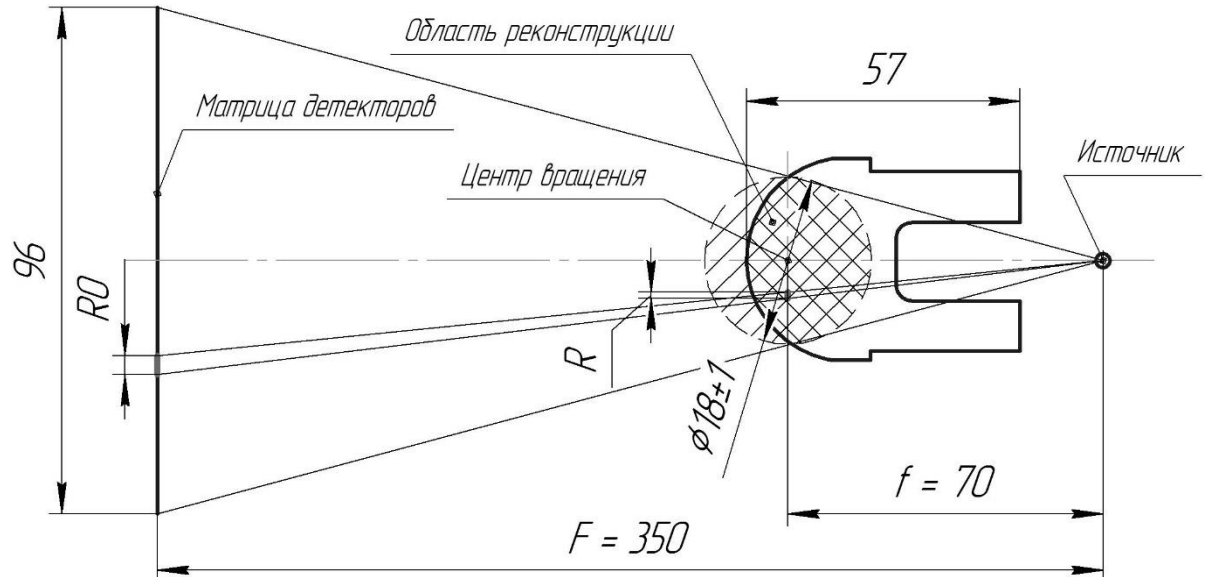


Рисунок 53 – Схема сканирования СОП

Приведенная схема сканирования позволяет использовать эффект оптического увеличения n , определяемый отношением F/f . Один из главных факторов, определяющих пространственное разрешение системы – это размер детектирующего элемента (пикселя) на детекторной матрице. Используемая в томографе TOLMI–150–10 матрица имеет размер пикселя $R_0=96 \times 96$ мкм. За счёт геометрического увеличения размер элемента изображения на теневой проекции будет меньше в n раз, т.е.

$$R = \frac{f \cdot R_0}{F}. \quad (30)$$

При расстоянии от источника до центра вращения $f = 70$ мм и расстоянии от источника до матрицы детекторов $F = 350$ мм размер пикселя на изображении составляет 19,2 мкм.

Процесс томографического сканирования состоит в том, что объект вращается с шагом 1 град. в пределах от 0 до 360 град. Для каждого угла снимается теневая проекция. По набору из 360-ти проекций реконструируется

поперечное сечение (томограмма) образца. Так как в томографе используется конический пучок излучения, то реконструируется набор сечений по высоте образца.

Примеры томограмм образца без покрытия для сечений 400, 500 и 600 приведены на рисунок 54.

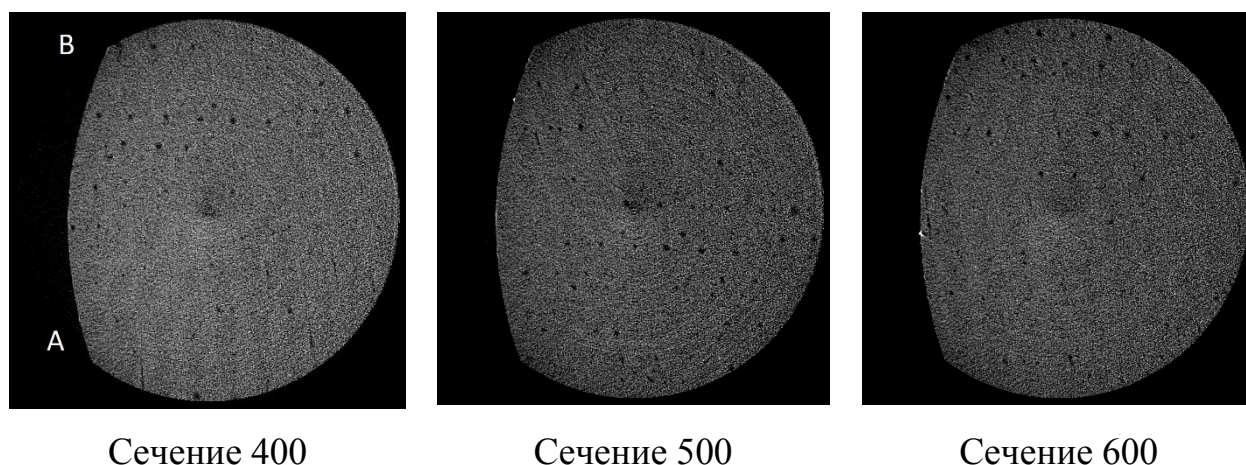


Рисунок 54 – Сечения образца без покрытия

Номера сечений представляют собой номера пикселей матрицы детекторов исходной теневой проекции, иначе говоря, положение сечения по вертикали (рисунок 55).

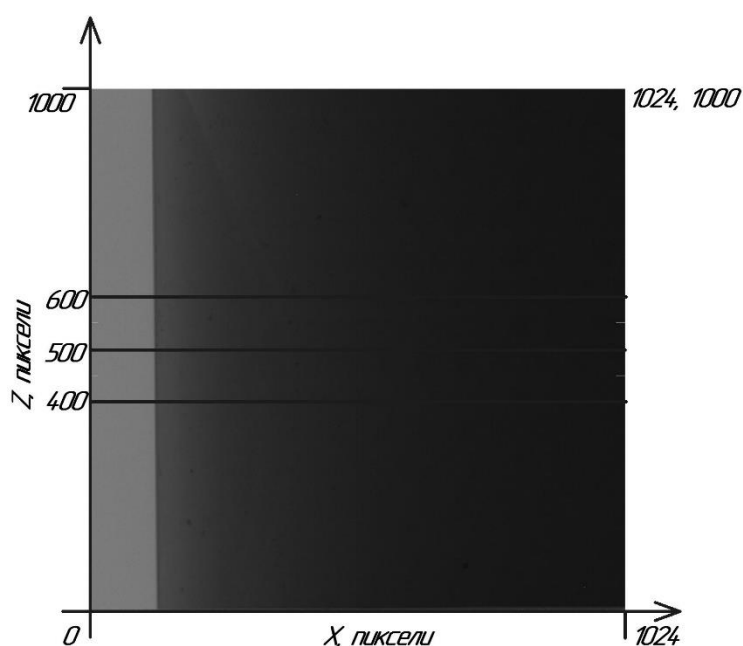


Рисунок 55 – Сечения на теневой проекции для реконструкции

Область реконструкции представляет собой круг диаметром 18-19 мм, а внешняя поверхность образца – дугу АВ (рисунок 54). Яркость пикселей изображения имеет 256 градаций серого (от 0 до 255). Программное обеспечение томографа включает в себя инструменты построения профиля градаций серого в произвольном сечении изображения. Все пиксели, попадающие на линию профиля, передают свои числовые значения яркости, которые могут быть сохранены в текстовом формате. Для примера на рисунок 56 проведена линия длиной 0,784 мм перпендикулярно внешней поверхности образца без покрытия.

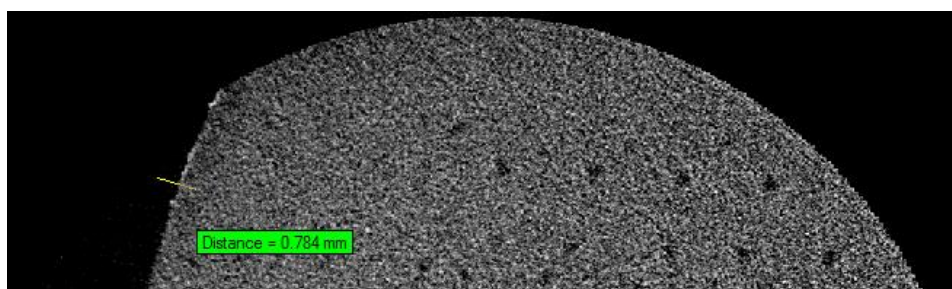


Рисунок 56 – Выбор линии для получения профиля

Для получения средних значений толщины покрытия по длине границы образца выбирается пять линий, перпендикулярных поверхности (рисунок 57).

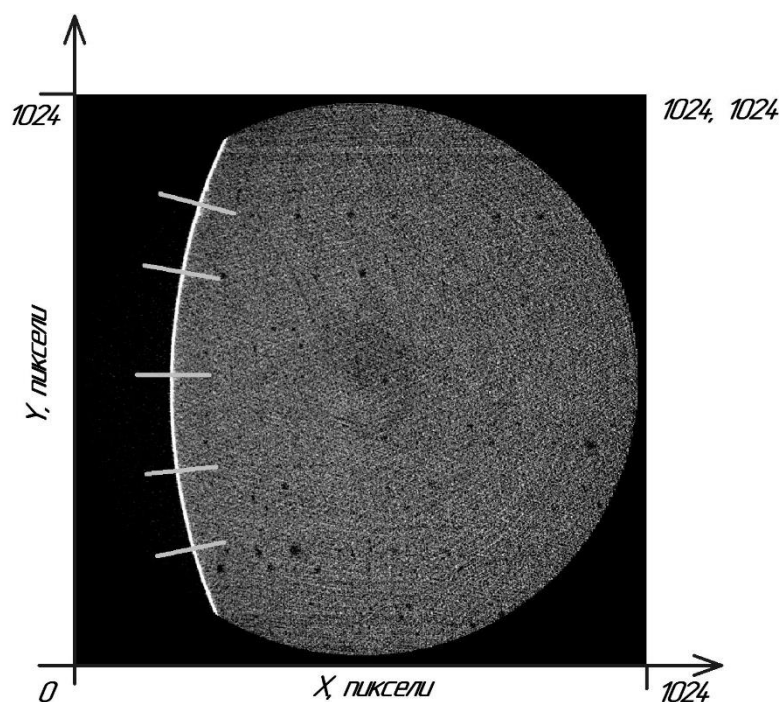


Рисунок 57 – Выбор линий для получения профилей в отдельном сечении

Таким образом, проводится 15 измерений толщины покрытия: 5 измерений в каждом сечении и в трёх сечениях, соответствующих 400-му, 500-му и 600-му пикселям по высоте теневой проекции.

В таблице 9 в качестве примера представлены три профиля для линий в сечении 500 образца без покрытия. Яркость пикселей за пределами образца равна 0, в пределах образца изменяется в соответствии с плотностью в данной точке.

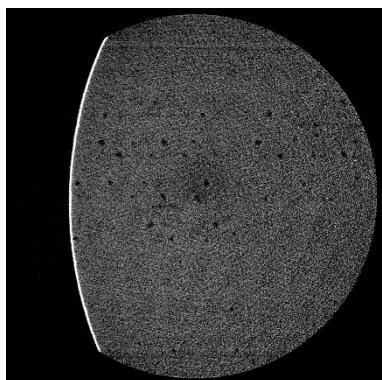
Таблица 9. Профили образца без покрытия

№ пикселя	Яркость			Зона
	Линия 1	Линия 2	Линия 3	
1	0	0	0	Фон (воздух)
2	0	0	0	
3	0	0	0	
4	0	0	0	
5	22	33	6	Образец
6	72	70	57	
7	74	158	62	
8	90	136	85	
9	124	99	100	
10	115	81	98	
11	104	87	64	
12	93	86	68	
13	102	70	59	
14	105	81	55	

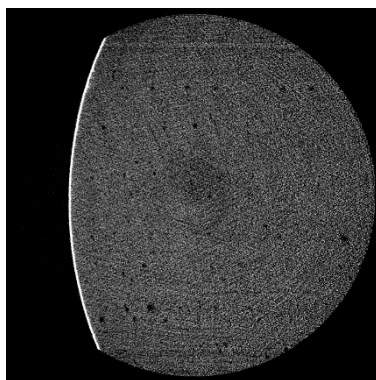
Как видно из таблицы, в пределах всего сечения яркость нигде не превышает 200 единиц.

На рисунках 58 и 59 приведены сечения образцов с покрытием: СОП50, определенным по времени осаждения как 50 мкм. и СОП100, определённым по времени осаждения как 100 мкм. В таблицах 6 и 7 приведены результаты профилирования, иначе говоря, числовые значения яркости пикселей 5 линий, перпендикулярных поверхности. В качестве критерия принадлежности пикселя к покрытию в данной работе принято значение яркости более 200 единиц.

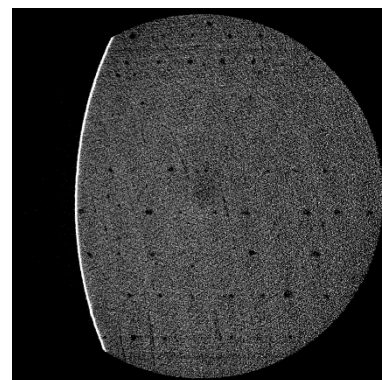
Среднее количество пикселей для СОП50 составляет 5,8, а для образца СОП100 – 9,4. Исходя из размера пикселя теневой проекции, равного 19,2 мкм, получаем реальные средние значения толщины покрытия, соответственно, 111,36 мкм и 180,48 мкм.



Сечение 400

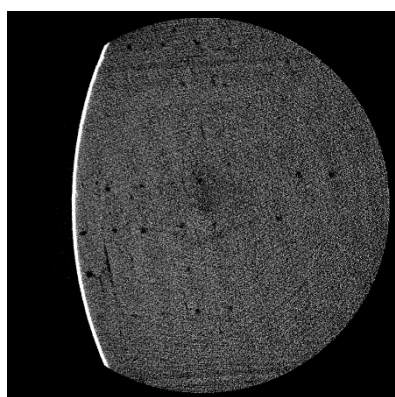


Сечение 500

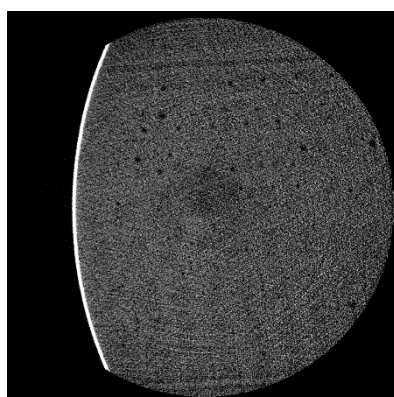


Сечение 600

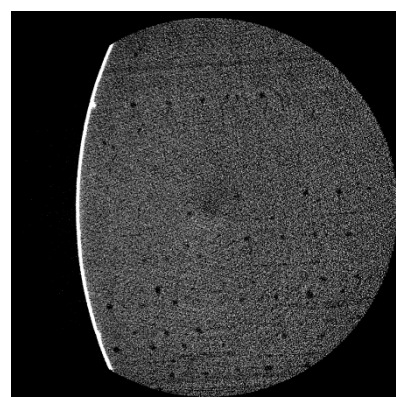
Рисунок 58 – Сечения образца с покрытием СОП50



Сечение 400



Сечение 500



Сечение 600

Рисунок 59 – Сечения образца с покрытием СОП100

Таблица 10. Профили для образца СОП50

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

Таблица 11. Профили для образца СОП100

№ пикселя	Яркость					Зона
	Линия 1	Линия 2	Линия 3	Линия 4	Линия 5	
1	0	21	7	62	0	Фон (воздух)
2	124	113	102	171	83	
3	255	243	228	255	255	
4	255	246	255	255	255	
5	255	255	255	255	255	
6	255	255	255	255	255	Покрытие
7	255	255	255	255	255	
8	255	255	255	255	255	
9	255	255	255	255	255	
10	255	255	255	255	255	
11	214	177	255	232	255	Подложка
12	201	186	224	156	210	
13	188	172	168	162	194	

Для подтверждения точности результатов были проведены калибровочные опыты по измерению аттестованной Томским центром стандартизации и метрологии фольги 40 и 98 мкм. Эталоны фольги наклеивались на образец без покрытия и проводились те же операции профилирования и подсчета количества пикселей, принадлежащих покрытию. Критерий отбора пикселей также определялся пороговой яркостью 200 единиц. Для фольги 40 мкм среднее количество пикселей в покрытии равно 2,5, что дает толщину 48 мкм. Для фольги 98 мкм количество пикселей 5,25 или 100,8 мкм. Таким образом, разработанный метод томографического эталонирования толщины карбидокремниевого покрытия на СОП обеспечивает погрешность измерения ± 5 мкм.

Полная методика проведения измерения толщины приведена в приложении Б.

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «ВОПРОСЫ ТЕХНОЛОГИИ»

Студенту:

Группа	ФИО
1БМ4В	Апотину В. С.

Институт	ИНК	Кафедра	Точное приборостроение
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	Приборостроение

Исходные данные к разделу «Вопросы технологии»:

1. Объекта разработки и области его применения	-Объектом исследования является тест-объект «лесенка» - Область применения: измерение контрастной чувствительности рентгенографической (томографической) системы
--	---

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Выбор материалов для тест-объекта;
2. Выбор способа изготовления тест-объекта

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Гормаков А. Н.	К. Т. Н		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ4В	Апотин В. С.		

4. Вопросы технологии

4.1. Выбор материалов для тест объекта

Материалом, толщину которого необходимо контролировать в данной работе является карбид кремния его характеристики представлены в таблице 12.

Таблица 12. Характеристики материала – карбид кремния.

Политип	3C (β)	4H	6H (α)
Кристаллическая структура	Цинковая обманка (кубич.)	Гексагональная	Гексагональная
Плотность (г/см ³)	3.21	3.21	3.21
Ширина запрещенной зоны (эВ)	2.36	3.23	3.05
Теплопроводность (Вт/(см·К))	3.6	3.7	4.9

Для точного контроля данного покрытия в качестве материала для тест объекта должен использоваться материал с плотностью близкой к плотности измеряемого материала. Но поскольку тяжело изготовить тест объект в микро размерах, то используется объект с меньшей плотностью, но большей толщиной. Поэтому в качестве материала для данного тест-объекта был выбран материал органическое стекло (оргстекло), или полиметилметакрилат (ПММА). Полиметилметакрилат (ПММА) — синтетический полимер метилметакрилата, термопластичный прозрачный пластик, продаваемый под торговыми марками Plexiglas, Deglas, плексиглас, «Акрима», ОСТ Карбогласс, новаттро, плексима, лимакрил, перспекс, плазкрил, акрилекс, акрилайт, акрипласт и др., также известный под названием акриловое стекло, акрил, плекс.

Состав данного материала. Органическое стекло полностью состоит из термопластичной смолы. Химический состав стандартного оргстекла у всех

производителей одинаков. Другое дело, когда необходимо получить материал с разными специфическими свойствами: ударопрочными (антивандальными), светорассеивающими, светопропускающими, шумозащитными, УФ-защитными, теплостойкими и др. Тогда в процессе получения листового материала может быть изменена его структура или в него могут быть добавлены соответствующие компоненты, обеспечивающие комплекс необходимых характеристик.

Свойства материала:

- Формула: $[-CH_2C(CH_3)(COOCH_3)-]_n$
- Температура плавления: 160 °С
- Плотность: 1,18 г/см³
- Название ИЮПАК: Poly(methyl 2-methylpropenoate)
- Температура кипения: 200 °С

Эти органические материалы только формально именуются стеклом и относятся к совершенно иному классу веществ, о чём говорит само их название и чем в основном определяются ограничения свойств и, как следствие, возможностей применения, несопоставимых со стеклом по многим параметрам. Органические стёкла способны приблизиться по свойствам к большинству видов неорганических стёкол только в композитных материалах, однако огнеупорными они быть не могут. Стойкость к агрессивным средам органических стёкол также определяется значительно более узким диапазоном.

Тем не менее, этот материал, когда его свойства дают очевидные преимущества (исключая специальные виды стёкол), используется как альтернатива силикатному стеклу. Различия в свойствах этих двух материалов следующие:

- ПММА легче: его плотность (1190 кг/м³) приблизительно в два раза меньше плотности обычного стекла;
- ПММА более мягок чем обычное стекло и чувствителен к царапинам (этот недостаток исправляется нанесением стойких к царапинам покрытий);

- ПММА может быть легко деформирован при температурах выше +100 °С; при охлаждении приданная форма сохраняется;

- ПММА легко поддаётся механической обработке обычным металлорежущим инструментом;

- ПММА лучше, чем неспециальные, разработанные с этой целью виды стёкол, пропускает ультрафиолетовое и рентгеновское излучения, отражая при этом инфракрасное; светопропускание оргстекла несколько ниже (92—93 % против 99 % у лучших сортов силикатного);

- ПММА неустойчив к действию спиртов, ацетона и бензола.

Получение ПММА. Оргстекло получают двумя способами: экструзией и литьём. Сам способ производства накладывает ряд ограничений и определяет некоторые свойства пластика.

Экструзионное оргстекло - от англ. extrusion, от нем. Extrudiert - получают методом непрерывной экструзии (выдавливания) расплавленной массы гранулированного ПММА через щелевую головку с последующим охлаждением и резкой по заданным размерам.

Блочное (в России утвердился термин «литьевое» - англ. cast) - получают методом заливки мономера ММА между двумя плоскими стёклами с дальнейшей его полимеризацией до твёрдого состояния.

Способы обработки. Сверление, нарезание резьбы, резьбовое соединение, фрезерование и обработка по заданному профилю, обработка на токарном станке, обработка резанием, пемзование, шлифование, полирование, формование, вакуумное формование, штамповка, втягивание, вдувание, сгибание, нагревание, охлаждение, отжиг, стыкование, склеивание, сварка, окрашивание и металлизация.

4.2 Конструкция тест-объекта

Чертеж тест объекта представлен на рисунке 60.

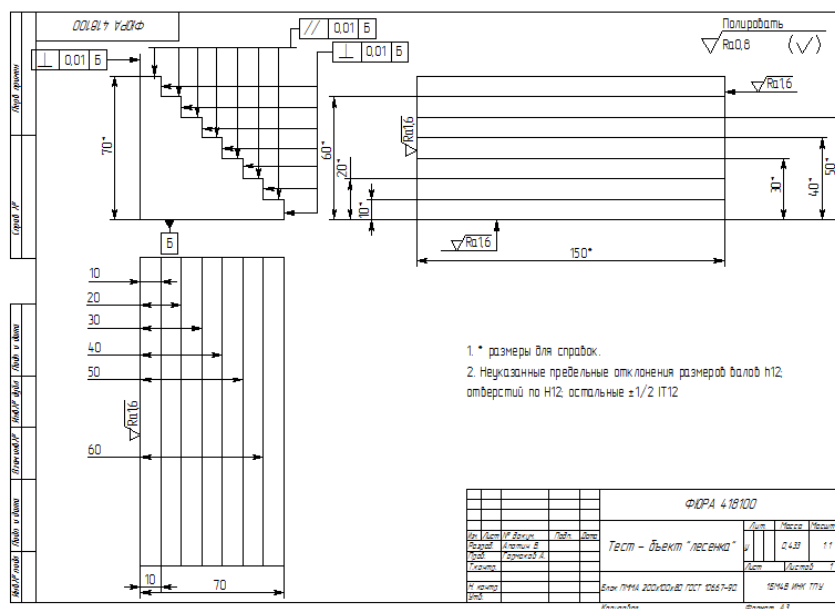


Рисунок 60 – Чертеж тест-объекта «лесенка»

Для изготовления тест-объекта данной формы выбран метод фрезерования. Из блока размером 200 x 100 x 80, при помощи 10 мм дисковой фрезы, вытачиваются лесенки размером 10 мм. После этого используя шлифовальный круг с зернистостью М-40, полируются боковые грани ступенек. Задняя и нижняя грани полировке могут не поддаваться.

Форма задания для раздела магистерской диссертации
«Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»

Студенту:

Группа	ФИО
1БМ4В	Апотин В. С.

Институт	ИНК	Кафедра	ТПС
Уровень образования	магистратура	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	9589547,75
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования	

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Планирование процесса управления НТИ: структура и график проведения, бюджет, риски	Организационная структура проекта, Диаграмма Ганта
2. Расчет заработных выплат и пенсионных отчислений	

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. Оценка конкурентоспособности технических решений
2. Диаграмма FAST
3. Матрица SWOT
4. График проведения и бюджет НТИ
5. Потенциальные риски

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

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Зав.каф.	Чистякова Н.О.			

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ4А	Апотин В. С.		

5 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

5.1 Предпроектный анализ

5.1.1 Обоснование необходимости и актуальности разработки

За исключением каркасов, большинство компонентов и конструкций современного воздушного судна изготавливаются из композитных материалов или методом литья традиционных металлов. Композиты используются везде - от обтекателей и спойлеров, до закрылков и рулей высоты. Литые используются для изготовления лопаток турбин и вентилятора, двигателей или широкого ряда конструктивных и функциональных компонентов. В производстве и обслуживании воздушных судов используются различные методы неразрушающего контроля (НК). Ультразвуковой метод контроля находит широкое применение как в портативном оборудовании, которое может применяться и на производственной линии, и в обслуживании, так и в стационарных установках, интенсивно используемых в настоящее время в авиастроении. Особенность современных стационарных установок – это пьезоэлектрические преобразователи (ПЭП), встроенный в манипулятор или в «руку» робота-манипулятора, система крепления или перемещения объекта контроля с 11-и осевыми координатными приводами, что дает возможность автоматического контроля наиболее сложных компонентов в самом большом диапазоне размеров[1].

Тем не менее, наиболее широко используемым методом для контроля литья является радиография, в то время как компьютерная томография имеет наибольшее значение в исследовании и метрологии, как традиционных отливок, так и композитов[1].

5.1.2 Анализ конкурирующих разработок с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения

Данный анализ необходим для детального оценивания существующих на рынке конкурирующих разработок и внесения коррективов в исследование для более успешного противостояния конкурентам.

Данный анализ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для будущего повышения оценок. Позиция разработки и конкурентоспособности оценена по каждому показателю экспертным путем по пятибалльной шкале, где 1 – наиболее слабая позиция, а 5 – наиболее сильная.

Для оценочной карты, представленной в таблице 13, были выбраны следующие разрабатываемые на сегодняшний день и конкурирующие методы контроля композиционных материалов:

1 – ультразвуковой метод;

2 – теплографический метод;

3 – метод с использованием рентгеновской компьютерной томографии (РКТ).

Анализ конкурентоспособности технических решений определялся по формуле 1:

$$K = \sum B_i B_i , \quad (31)$$

где K - конкурентоспособность научной разработки;

B_i - вес показателя;

B_i – балл показателя.

Таблица 13 – Анализ конкурентоспособности

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкурентоспособность		
		Б1	Б2	Б3	К1	К2	К3
Технические критерии оценки ресурсоэффективности							
Чувствительность	0,1	4	3	5	0,4	0,3	0,5
Производительность	0,1	4	5	4	0,4	0,5	0,4
Времязатраты	0,1	4	5	3	0,4	0,5	0,3
Требуемый контакт с объектом	0,1	1	5	5	0,1	0,5	0,5
Точность	0,1	3	3	5	0,3	0,3	0,5
Мобильность	0,1	3	5	3	0,3	0,5	0,3
Простота обработки данных	0,1	2	3	4	0,2	0,3	0,4
Визуализация итоговых данных	0,1	1	5	5	0,1	0,5	0,5
Экономические критерии оценки эффективности							
Цена	0,05	1	4	3	0,05	0,2	0,15
Уровень проникновения на рынок	0,05	5	5	3	0,25	0,25	0,15
Срок эксплуатации	0,05	4	5	3	0,2	0,25	0,15
Финансирование исследований в отрасли	0,05	2	3	5	0,1	0,15	0,25
Итого	1	34	51	48	2,8	4,25	4,1

По результатам данного анализа, можно сделать вывод, что теплографический метод является самым востребованным и перспективным на рынке на данный момент. РКТ является же более точным и более перспективным в развитии методом для данной области промышленности.

5.1.3 FAST-анализ

5.1.3.1 Выбор объекта FAST-анализа

Объектом анализа при проведении работ и написании магистерской диссертации является рентгеновский компьютерный микротомограф, установленный в Российско-китайской лаборатории.

5.1.3.2 Описание главной, основных и вспомогательных функций

Все наименования узлов томографа и выполняемые ими функции показаны в таблице 14.

Таблица 14 – Функции томографической системы

Наименование	Колич. деталей	Выполняемая функция	Ранг функции		
			Главная	Основная	Вспомогат.
Рентгеновская трубка	1	Создание ионизирующего излучения	X		
Детектор	1	Приемник излучения	X		
Манипулятор	1	Позиционирование объектов контроля			X
Защитные материалы	10	Защита от проникновения излучения			X
Соединительные кабели	10	Передача информации между объектами			X
ПК	1	Обработка и хранение информации		X	
ОК	10	Просвечиваемые объекты			X

5.1.3.3 Определение значимости выполняемых функций объектом

Для оценки значимости функций будем использовать метод расстановки приоритетов, предложенный Блюмбергом В.А. и Глущенко В.Ф. В основу данного метода положено расчетно-экспертное определение значимости каждой функции. При составлении этой и последующих таблиц используются следующие замены: А – рентгеновская трубка, Б – детектор, В – манипулятор, Г – защитные материалы, Д – соединительные кабели, Е – ПК, Ж – объекты контроля. После составления матрицы каждому из знаков приравниваются баллы, при «<» 0,5 балла, при «=» 1 балл, при «>» 1,5 балла. Следующим этапом считается их общая сумма, и определяется значимость каждой из функций путем деления ее баллов на общую сумму. Результаты данных действий занесены в таблицу 15.

Таблица 15 – Матрица смежности и значимость функций

	А	Б	В	Г	Д	Е	Ж	Итого	Коэф.
А	=	>	>	>	>	>	>	10	0,20
Б	<	=	>	>	>	>	>	9	0,18
В	<	<	=	>	>	>	>	8	0,16
Г	<	<	<	=	>	<	<	5	0,1
Д	<	<	<	<	=	<	<	4	0,1
Е	<	<	<	>	>	=	>	7	0,14
Ж	<	<	<	>	>	<	=	6	0,12
							Сумма	49	1

5.1.3.4 Анализ стоимости функций, выполняемых объектом исследования

В данном этапе нужно определить количество затрат по каждому из узлов объекта исследования. Результаты оценки приведены в таблице 16.

Таблица 16 – Определение стоимости функций, выполняемых объектом исследования

Наименование	Кол.	Выполняемая функция	Трудоемкость детали, нормо-ч	Стоимость материала, т.руб.	Заработная плата, т.руб.	Себестоимость, т.руб.
Рентгеновская трубка	1	Создание ионизирующего излучения	2160	4700	300	5000
Детектор	1	Приемник излучения	1080	2850	150	3000
Манипулятор	2	Прокат объектов контроля	2160	200	100	300
Защитные материалы	10	Защита от проникновения излучения	4320	38	2	40
Соединительные кабели	10	Передача информации между объектами	720	5,5	1,5	7
ПК	1	Обработка и хранение информации	2160	9	1	10
ОК	1	Просвечиваемые объекты	2160	4	1	225,189

5.1.3.5 Построение функционально-стоимостной диаграммы объекта и ее анализ

Информация об объекте исследования, собранная в рамках предыдущих стадий, на данном этапе обобщается в виде функционально-стоимостной диаграммы (ФСД), представленной на рисунке 61.

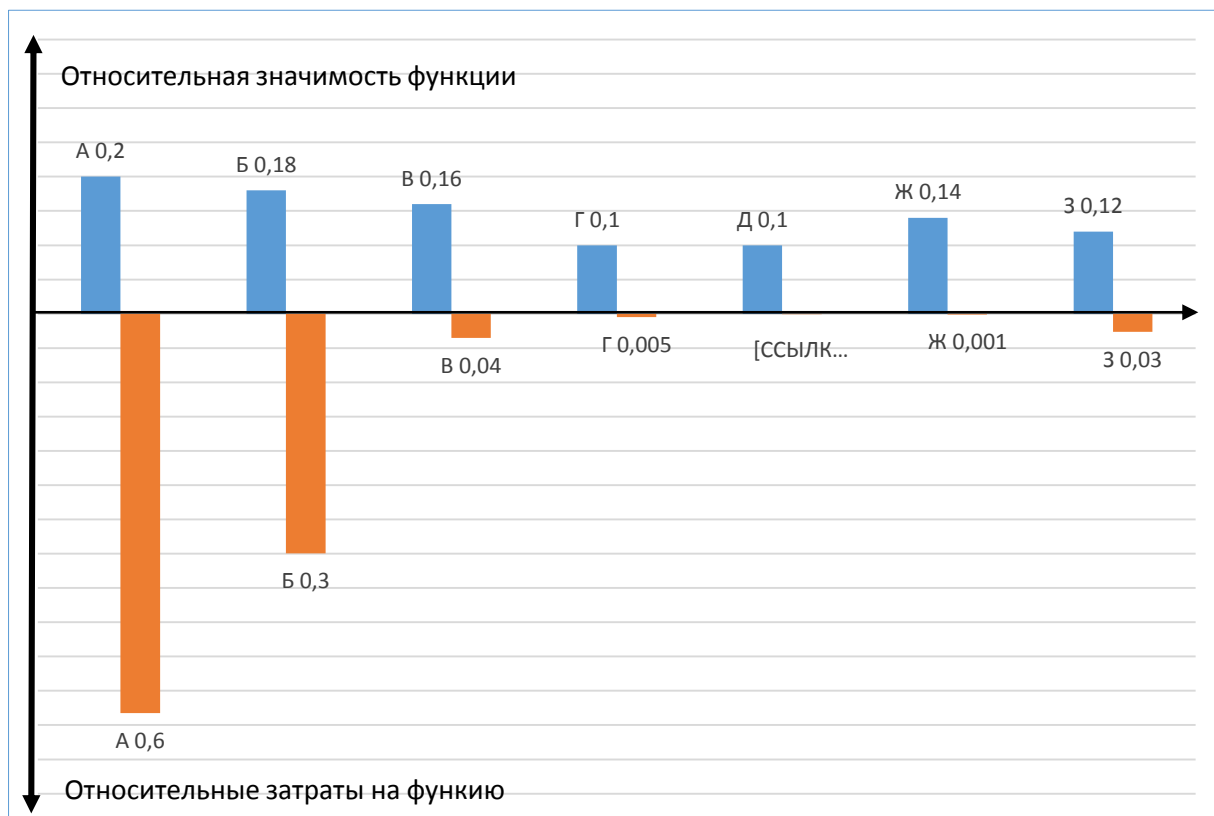


Рисунок 61 – Функционально-стоимостная диаграмма

По ФСД можно сделать вывод, что наблюдается дисбаланс между значимыми и менее значимыми функциями. Более значимые узлы стоят дороже, но имеют большой срок эксплуатации. Функции с малым коэффициентом значимости имеют не большую стоимость.

5.2 SWOT-анализ

SWOT-анализ – это комплексный анализ научно-исследовательского проекта, который проводится в три этапа.

Первый этап – описание сильных и слабых сторон проекта, выявление возможностей и угроз для реализации проекта, которые появились или могут появиться в его внешней среде. Результаты первого этапа SWOT – анализа представлены в таблице 17.

Таблица 17 – Комплексный анализ научно-исследовательского проекта

Характеристика	Описание
Сильные стороны	С1. Унифицированность метода. С2. Возможность разработки интуитивно-понятного интерфейса. С3. Наличие бюджетного финансирования. С4. Конкурентное преимущество на рынке.
Слабые стороны	Сл1. Метод находится в стадии развития и не идеален. Сл2. Большие габариты установки, низкая мобильность. Сл3. Отсутствие у потенциальных потребителей квалифицированных кадров по работе с научной разработкой.
Возможности	В1. Использование установки в новых областях. В2. Появления дополнительного спроса на новый продукт. В3. Обучение новых специалистов для работы с данной установкой. В4. Повышение производительности контроля, последующая модернизация метода. В5. Снижение поглощенной объектом дозы. В6. Выход на международный рынок.
Угрозы	У1. Несвоевременное финансовое обеспечение научного исследования со стороны государства. У2. Развитая конкуренция технологий производства.

Второй этап – выявление соответствия сильных и слабых сторон научно-исследовательского проекта внешним условиям окружающей среды. Каждый фактор помечен либо знаком «+» (сильное соответствие сильных сторон возможностям), либо знаком «-» (слабое соответствие); «0» – если есть

сомнения в том, что поставить «+» или «-». В рамках данного этапа построена интерактивная матрица проекта, приведенная в таблице 18.

Таблица 18 – Интерактивная матрица проекта

		Сильные стороны				Слабые стороны		
		C1	C2	C3	C4	Сл1	Сл2	Сл3
Возможности проекта	B1	+	+	+	+	+	+	+
	B2	+	+	-	+	+	+	+
	B3	+	+	+	+	+	-	+
	B4	+	-	-	+	+	-	-
	B5	+	-	-	+	+	-	-
	B6	+	+	-	+	+	-	+
Угрозы проекта	У1	-	-	+	-	-	-	-
	У2	+	+	-	+	+	+	+

Третий этап – составление итоговой матрицы SWOT – анализа. Результаты данного этапа представлены в таблице 19.

Таблица 19 – SWOT-анализ

	Сильные стороны	Слабые стороны
Возможности проекта	Данная установка будет использоваться для большего круга потребителей в связи с унификацией. Дополнительный спрос на рынке появится в следствие конкурентного преимущества. Также более понятный интерфейс повысит спрос на данную установку.	Данный метод находится в стадии разработки, в связи с чем на данный момент может наблюдаться преимущество конкурентов на рынке. Также необходимо восполнять пробелы с квалифицированными кадрами для работы данной установки.
Угрозы проекта	Несвоевременное финансирование может приостановить разработку на некоторое время.	Проект, находящийся в стадии развития, уязвим по сравнению с конкурентами и требует постоянной финансовой поддержки.

5.3 Инициация проекта

5.3.1 Цели и результат проекта

Цель исследований – разработка методик выбора и оценки параметров и характеристик рентгеновского компьютерного микротомографа. Необходимо разработать методику испытаний томографа на подтверждение его характеристик, а также методику испытаний композиционных материалов. Результатом данного исследования является разработка методики испытаний композиционных материалов, а также подтверждение и документирование метрологических характеристик томографа. Стейкхолдеры исследования представлены в таблице 20.

Таблица 20 – заинтересованные стороны проекта

Заинтересованные стороны проекта	Ожидания заинтересованных сторон
ИНК, НИ ТПУ, РФ	Разработка документации для выпускаемых томографов, разработка методики испытания композиционных материалов
Российско-китайская лаборатория	Разработка методики подтверждения метрологических характеристик используемого оборудования
Апотин В. С.	Разработка методики, защита диссертации
Промышленные предприятия, выпускающие продукцию из композиционных материалов	Потенциальные потребители новой методики, потенциальные покупатели микротомографов

5.3.2 Организационная структура проекта

Организационная структура проекта включает в себя рабочую группу данного проекта, роль каждого участника, а также функции, выполняемые каждым из участников и их трудозатраты в проекте. Рабочая группа проекта представлена в таблице 21.

Таблица 21 – организационная группа проекта

№	Ф.И.О., должность	Роль в проекте	Функции	Трудо- затраты, дн
1	Апотин В. С. магистрант	Исполнитель	Выполнение запланированных по проекту работ	486
2	Батрагин А. В., м. н. с. Российско- китайской лаборатории	Руководитель	Консультирование по экспериментальной деятельности исполнителя	486
Итого				972

5.4 Планирование управления научно-техническим проектом

5.4.1 Контрольные события проекта

Таблица 22 – контрольные события проекта

№	Контрольное событие	Даты	Результат
1	Ознакомление со способами неразрушающего контроля	09.14 - 10.14	Письменный отчет
2	Анализ научно – технической литературы и патентов	10.14 – 11.14	Письменный отчет
3	Приобретение практических навыков работы с рентгеновским компьютерным томографом	11.14 – 12.14	Письменный отчет
4	Сравнение различных реализаций рентгеновского компьютерного томографа	01.15 – 02.15	Письменный отчет
5	Разработка методики определения параметров РКТ	03.15 – 06.15	Письменный отчет
6	Цикл натурных экспериментов по оценке параметров РКТ	09.15 – 11.15	Письменный отчет
7	Разработка алгоритма проведения испытаний на подтверждение метрологических характеристик РКТ	11.15 – 12.15	Письменный отчет
8	Написание методики испытания композиционных материалов	01.16 – 02.16	Письменный отчет
9	Формулировка рекомендаций по выбору основных параметров проведения испытаний на рентгеновском компьютерном томографе	03.16 – 04.16	Письменный отчет
10	Оформление диссертации, подготовка доклада для защиты	04.16 – 06.16	Диссертация

5.4.2 План проекта

Таблица 23 – Календарный план проекта

Код работ	Название	Длительность, дни	Дата начала работ	Дата окончания работ	Состав участников
1	Ознакомление со способами неразрушающего контроля	30	09.14	10.14	Апотин В. С.
2	Анализ научно – технической литературы и патентов	31	10.14	11.14	Апотин В. С.
3	Приобретение практических навыков работы с рентгеновским компьютерным томографом	61	11.14	12.14	Апотин В. С. Батрагин А. В.
4	Сравнение различных реализаций рентгеновского компьютерного томографа	60	01.15	02.15	Апотин В. С. Батрагин А. В.
5	Разработка методики определения параметров РКТ	242	03.15	06.15	Апотин В. С. Батрагин А. В.
6	Цикл натурных экспериментов по оценке параметров РКТ	91	09.15	11.15	Апотин В. С. Батрагин А. В.
7	Разработка алгоритма проведения испытаний на подтверждение метрологических характеристик РКТ	61	11.15	12.15	Апотин В. С. Батрагин А. В.

Продолжение таблицы 23

Код работ ы	Название	Длительность, дни	Дата начала работ	Дата окончания работ	Состав участников
8	Написание методики испытания композиционных материалов	61	01.16	02.16	Апотин В. С. Батрагин А. В.
9	Формулировка рекомендаций по выбору основных параметров проведения испытаний на рентгеновском компьютерном томографе	61	03.15	04.15	Апотин В. С. Батрагин А. В.
10	Оформление диссертации, подготовка доклада для защиты	60	05.16	06.16	Апотин В. С.

Календарный план НИОКР приведен в приложении В.

5.5 Бюджет научного исследования

5.5.1 Сырье, материалы, покупные изделия и полуфабрикаты (за вычетом отходов)

В таблице 24 представлена информация о затратах на приобретение всех видов материалов, комплектующих и полуфабрикатов, необходимых для проведения исследований с указанием потребного количества, цены за единицу и общей суммы.

Таблица 24 – Материалы необходимые для проведения исследований

Наименование	Размерность	Кол- во	Цена за единицу, руб.	Сумма, руб.
Тест – объект ААРМ СТ Performance Phantom	шт	1	225189	225189
Бумага формата А4	уп	1	320	320
Чернила	шт	1	540	540
Всего за материалы				226049
Транспортно-заготовительные расходы (3-5%)				11302,45
Итого по статье C_m				237351,45

5.5.2 Специальное оборудование для экспериментальных работ

В таблице 25 представлена информация о всех затратах, связанных с приобретением, изготовлением, арендой специального оборудования, необходимого для проведения экспериментальных работ, а также об амортизационных отчислениях специальных приборов и устройств, имеющих в научно-технической лаборатории, занимающейся проектом.

Таблица 25 – Расчет затрат на спецоборудование для научных работ

№	Наименование оборудования	Кол-во единиц оборудования	Цена единицы оборудования, тыс. руб.	Общая стоимость оборудования, тыс. руб.
1	Рентгеновская трубка	1	5000	5000
2	Детектор	1	3000	3000
3	Манипулятор	1	300	300
4	Защитные материалы	10	2	20
5	Соединительные кабеля	10	0,35	3,5
6	ПК	1	10	10
Итого				8333,5

При выполнении экспериментальных работ по данному проекту использовалось имеющееся в научно-технической организации оборудование. Начисление амортизации выполняется только на оборудование стоимостью более 100 000 рублей.

Формула для расчета амортизационных отчислений (32):

$$C_a = \sum_i^n \frac{C_{бал} \cdot H_a \cdot g_i \cdot t}{\Phi_{эф}}, \quad (32)$$

где $C_{бал}$ – балансовая стоимость i -го вида оборудования, руб;

H_a – норма годовых амортизационных отчислений;

g_i – количество единиц i -го вида оборудования;

t – время работы i -го вида оборудования;

$\Phi_{эф}$ – эффективный фонд времени работы оборудования (250 дней).

В таблице 26 приведен расчет затрат по статье «Спецоборудование» с учетом амортизации.

Таблица 26 – Расчет затрат на спецоборудование с учетом амортизации

№	Наименование оборудования	Балансовая стоимость, руб.	Норма амортизации, %	Время работы, час	Сумма амортизации, руб.
1	Рентгеновская трубка XWT 160-TC (X-RAY WorX)	5000000	15	2160	270000
2	Детектор PaxScan-2520V (Varian)	3000000	15	1080	81000
3	Манипулятор М-060	300000	15	2160	16200
	Итого				367200

5.5.3 Расчет основной и дополнительной заработной платы, отчислений на социальные нужды и накладные расходы

Величина расходов по заработной плате определяется исходя из трудоемкости выполняемых работ и действующей системы оплаты труда. Основная заработная плата включает в себя премию, выплачиваемую ежемесячно из фонда заработной платы.

Основная заработная плата работников, непосредственно занятых выполнением проекта, (включая премии, доплаты) и дополнительная заработная плата рассчитывается по формуле 33:

$$C_{\text{зп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}, \quad (33)$$

где: $Z_{\text{осн}}$ – основная заработная плата;

$Z_{\text{доп}}$ – дополнительная заработная плата.

Основная заработная плата $Z_{\text{осн}}$ руководителя (лаборанта, инженера) от предприятия (при наличии руководителя от предприятия) рассчитывается по следующей формуле 34:

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}}, \quad (34)$$

где $Z_{\text{осн}}$ – основная заработная плата одного работника;

$T_{\text{р}}$ – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником, раб. дн.;

$Z_{\text{дн}}$ – среднедневная заработная плата работника, руб.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле 4:

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot M}{F_{\text{д}}}, \quad (35)$$

где $Z_{\text{м}}$ – месячный должностной оклад работника, руб.;

M – количество месяцев работы без отпуска в течение года: при отпуске в 24 рабочих дня $M = 11,2$ месяца, 5-дневная неделя;

$F_{\text{д}}$ – действительный годовой фонд рабочего времени научно-

технического персонала, раб. дн. (при 5-дневной рабочей недели составляет 227 дней).

Расчет основной заработной платы сведен в таблицу 27.

Таблица 27 – Расчет основной заработной платы

№ п/п	Исполнители по категориям	Должность	Трудо- емкость, чел.-дн.	Заработная плата, приходящаяся на один чел.- дн., руб.	Всего заработная плата по тарифу (окладам), руб.
1	Руководитель Батрагин А. В.	м.н.с	220	810,9	178398
2	Исполнитель Апотин В. С.		220	359,6	79112

Месячный должностной оклад работника:

$$З_{\text{м}} = З_{\text{б}} \cdot (k_{\text{пр}} + k_{\text{д}}) \cdot k_{\text{р}}, \quad (36)$$

где $З_{\text{б}}$ – базовый оклад, руб.;

$k_{\text{пр}}$ – премиальный коэффициент;

$k_{\text{д}}$ – коэффициент доплат и надбавок;

$k_{\text{р}}$ – районный коэффициент, равный 1,3 (для Томска).

В ТПУ премии и доплаты включены в базовый оклад. Отдельно добавляется надбавка за опасные условия работы с радиацией равная 1,3. Расчет основной заработной платы с учетом коэффициентов за весь проектный период сведен в таблицу 28.

Таблица 28 – Расчет основной заработной платы с учетом коэффициентов за весь проектный период

Исполнители	$Z_{б,}$ руб.	k_p	k_o	$Z_{м,}$ Руб	$Z_{дн,}$ руб.	$T_p,$ раб. дн.	$Z_{осн,}$ руб.
Руководитель Батрагин А. В.	14874,45	1,3	1,3	25137,82	695,63	220	178398
Исполнитель Апотин В. С.	6595,7	1,3	1,3	11146,73	695,63	220	79112
	Итого						257510

Дополнительная заработная плата рассчитывается исходя из 10 – 15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнение темы.

Дополнительная заработная плата рассчитывается по формуле 37:

$$Z_{доп} = k_{доп} \cdot Z_{осн}, \quad (37)$$

где $Z_{доп}$ – дополнительная заработная плата, руб.;

$k_{доп}$ – коэффициент дополнительной зарплаты;

$Z_{осн}$ – основная заработная плата, руб.

Коэффициент дополнительной заработной платы $k_{доп} = 0,15$, который исходит из 15% от основной заработной платы. В таблице 29 приведена форма расчёта основной и дополнительной заработной платы за весь проектный период.

Таблица 29 – Заработная плата исполнителей за весь проектный период

Заработная плата за проектный период	Руководитель Батрагин А. В.	Исполнитель Апотин В. С.
Основная зарплата, руб.	178398	79112
Дополнительная зарплата, руб.	26795,7	11866,8
Зарплата, руб.	205157,7	90978,8
Итого по статье $C_{зп}$	296136,5	

Отчисления во внебюджетные фонды рассчитывается по формуле 38:

$$C_{\text{внеб}} = k_{\text{внеб}} \cdot (З_{\text{осн}} + З_{\text{доп}}), \quad (38)$$

где $k_{\text{внеб}}$ – коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды (составляет 30%).

$$C_{\text{внеб}} = 0,3 \cdot 765193 = 88840,95 \text{ руб.}$$

Накладные расходы включают в себя затраты на управление и хозяйственное обслуживание, которые могут быть отнесены непосредственно на конкретную тему. Накладные расходы составляют 80 – 100 % от суммы основной и дополнительной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнение темы.

Расчет накладных расходов ведется по следующей формуле 39:

$$C_{\text{накл}} = k_{\text{накл}} \cdot (З_{\text{осн}} + З_{\text{доп}}), \quad (39)$$

где $k_{\text{накл}}$ – коэффициент накладных расходов.

$$C_{\text{накл}} = 0,9 \cdot 765193 = 266522,85 \text{ руб.}$$

На основании полученных данных по статьям затрат составлена калькуляция плановой себестоимости научно-технического исследования (таблица 30).

Таблица 30 – Группировка затрат по статьям

№	Наименование статьи	Сумма, руб.
1	Сырье, материалы, покупные изделия и полуфабрикаты	237351,45
2	Специальное оборудование с учетом амортизации	8700700
3	Основная заработная плата	257510
4	Дополнительная заработная плата	38662,5
5	Отчисления на социальные нужды	88840,95
6	Накладные расходы	266522,85
7	Итого плановая себестоимость	9589547,75

5.3.4 Реестр рисков проекта

Риски проекта – это возможные события, которые могут возникнуть в проекте и вызвать последствия, которые повлекут за собой негативные эффекты.

При рассмотрении рисков проекта уровень риска (высокий, средний, низкий) зависит от вероятности его наступления и того, в какой степени он повлияет на проект. Реестр рисков по данному проекту представлен в приложении Г

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
1БМ4В	Апотину Виталию Сергеевичу

Институт	ИНК	Кафедра	ТПС
Уровень образования	магистратура	Направление/специальность	Приборостроение

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

1. Характеристика объекта исследования (вещество, материал, прибор, алгоритм, методика, рабочая зона) и области его применения

Методика радиационного контроля композиционных материалов

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Производственная безопасность 1.1. Анализ выявленных вредных факторов при разработке и эксплуатации проектируемого решения в следующей последовательности. 1.2. Анализ выявленных опасных факторов при разработке и эксплуатации проектируемого решения в следующей последовательности.	1.1 Влияние электромагнитных и радиочастотных излучений; повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне; недостаточная освещенность рабочей зоны; отклонения показателей микроклимата от нормальных; влияние шума и вибрации. 1.2 Электрический ток;
2. Экологическая безопасность.	Воздействие на литосферу. Работа с производственными отходами, переработка.
3. Безопасность в чрезвычайных ситуациях:	Вероятные ЧС: Разрушение здания; пожары. Меры безопасности.
4. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности:	Технические и организационные мероприятия по компоновке рабочей зоны

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику

Задание выдал консультант:

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

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ4В	Апотин В. С.		

6. Социальная ответственность

Введение

В современных условиях одним из основных направлений коренного улучшения всей профилактической работы по снижению производственного травматизма и профессиональной заболеваемости является повсеместное внедрение комплексной системы управления охраной труда, то есть путем объединения разрозненных мероприятий в единую систему целенаправленных действий на всех уровнях и стадиях производственного процесса. Объектом контроля являются композиционные материалы на основе кремния используемые для изготовления деталей летательных аппаратов, а средством контроля является томографическая система, установленная в Российско-китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра НИ ТПУ.

6.1 Производственная безопасность

6.1.1 Анализ вредных и опасных производственных факторов

Таблица 31 - Основные элементы досмотрового комплекса, формирующие опасные и вредные факторы

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	Факторы ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
Обработка результатов измерений за компьютером	Воздействие излучений (электромагнитное и радиочастотное); Недостаточная освещенность рабочей зоны; Отклонение показателей микроклимата от нормальных; Влияние шума	Электрический ток	СанПиН 2.2.4/2.1.8.055-96 [80]; ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ [81]; СНиП 23-05-95 [82]; СанПиН 2.2.4.548–96 [83];
Работа с рентгеновской установкой	Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне		НРБ-99/2009; СП 2.6.1.2523-09 [83]

Рассмотрим выявленные факторы более подробно.

6.1.2 Обоснование мероприятий по защите исследователя от действия опасных и вредных факторов

Воздействие излучений

Экран и системные блоки производят электромагнитное излучение. Основная его часть происходит от системного блока и видеокабеля. Согласно [79] напряженность электромагнитного поля на расстоянии 50 см вокруг экрана по электрической составляющей должна быть не более:

- в диапазоне частот 5Гц-2кГц - 25В/м;
- в диапазоне частот 2кГц-400кГц - 2,5В/м.

Плотность магнитного потока должна быть не более:

- в диапазоне частот 5Гц-2кГц - 250нТл;
- в диапазоне частот 2кГц-400кГц - 25нТл.

Для уменьшения воздействия электромагнитного излучения на организм необходимо выполнять следующие меры

- расстояние до монитора должно составлять не менее 50 см;
- не допускается использование мерцающего монитора (нужно использовать монитор с частотой кадров не менее 70 Гц);
- расположение верхнего края монитора должно располагаться на уровне глаз;
- не допускается освещение экрана прямыми яркими источниками света;
- использование монитора с низким разрешением;
- необходимы регулярные перерывы в работе.

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.

Мероприятия по обеспечению электробезопасности сводятся к следующим действиям: отключение напряжения с токоведущих частей, на которых или вблизи которых будет проводиться работа, и принятие мер по обеспечению невозможности подачи напряжения к месту работы; вывешивание плакатов, указывающих место работы; заземление корпусов всех установок через нулевой провод; покрытие металлических поверхностей инструментов надежной изоляцией; недоступность токоведущих частей аппаратуры (токоведущие части и элементы необходимо закрывать в непроводящие ток корпуса).

Недостаточная освещенность

Утомляемость органов зрения может быть связана как с недостаточной освещенностью, так и с чрезмерной освещенностью, а также с неправильным направлением света. Помещения с ЭВМ должны иметь естественное и искусственное освещение [80]. Для данного типа работ минимальная освещенность в лаборатории должна составлять 300-500 лк. В следствие 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.

Отклонение показателей микроклимата от нормальных

Воздух рабочей зоны производственных помещений определяют следующие параметры: температура, относительная влажность, скорость движения воздуха. Оптимальные и допустимые значения характеристик микроклимата устанавливаются в соответствии с [81] и приведены в таблице 32.

Таблица 32. 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
Тёплый	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. Параметры микроклимата в

используемой лаборатории регулируются системой центрального отопления, и имеют следующие значения: влажность - 40%, скорость движения воздуха - 0,1 м/с, температура летом -20..25 °С, зимой - 13...15 °С.

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. Шум в лаборатории создается работающим оборудованием томографической системы (вакуумный насос рентгеновской трубки и детектор), установками кондиционирования воздуха, осветительными приборами дневного света, а также проникать извне. На рабочем месте лаборанта и инженера лаборатории уровень шума на рабочем месте не должен превышать 50 дБ.

Для снижения уровня шумов рентгеновская трубка заключена в специальный корпус, ослабляющий в том числе и звуковые колебания. Электронная часть и детектор так же закрыты в специальный металлический корпус.

Повышенный уровень ионизирующего излучения

Защита персонала и гражданского населения в соответствии с нормативами [82] обеспечивается конструкцией радиационной защиты специально оборудованного помещения, в котором располагается экспериментальная рентгеновская установка. К работе с томографом 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.

6.2 Экологическая безопасность

Вопрос об охране экологического состояния Земли в последние годы поднимается все активнее. 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. Электроника и детектор не несут в себе большой экологической угрозы. Материалы, с которыми проводятся опыты, а именно: композитные материалы на основе кремния (карбидокремниевое покрытие) – в последствие не утилизируются, а остаются для вторичного использования. Часть из них остается как основа для дальнейшего исследования, часть перерабатывается для последующего использования в других отраслях.

Согласно [83], 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. Так как томографическая система является источником искусственно создаваемого излучения, для предотвращения аварийных ситуаций предусмотрено 3 ступени быстрого ручного отключения установки, после которого излучение мгновенно прекращается и опасность экологического загрязнения и вредных воздействий на человека исчезает.

6.3 Безопасность в чрезвычайных ситуациях

Безопасность в чрезвычайных ситуациях нормируется ГОСТ Р 22.0.01-94 и ГОСТ Р 22.0.07-95 [85, 86]. Вероятными чрезвычайными ситуациями, которые могут возникнуть при проведении данного научного исследования, являются:

- разрушение зданий и/или сооружений;
- пожары;

Разрушение зданий и/или сооружений

Разрушение зданий и сооружений может быть следствием взрыва лабораторного оборудования по причине его неисправности, либо по причине отсутствия контроля за техническим состоянием конструкции. Первые признаки разрушения здания – это трещины, которые начинают проявляться в результате механического воздействия, вибрации оборудования и т.д.

При малейших признаках обрушения необходимо укрыться в местах, где маловероятно поражение обломками (дверные проемы, углы). Движение в полуразрушенном здании очень опасно, так как его разрушение может продолжиться. В связи с этим необходимо привлечь к себе внимание спасателей криками и ждать помощи. Запрещается возвращаться в разрушенное строение за имуществом. Безопасное расстояние от рушащегося

здания – расстояние, равное его высоте.

Пожарная безопасность

Возможные причины загорания:

- неисправность токоведущих частей установок;
- работа с открытой электроаппаратурой;
- короткие замыкания в блоке питания;
- несоблюдение правил пожарной безопасности;
- наличие горючих компонентов: документы, двери, столы, изоляция кабелей и т.п.

Мероприятия по пожарной профилактике разделяются на организационные, технические, эксплуатационные и режимные.

Для предупреждения возникновения пожара от коротких замыканий, перегрузок и т. д. необходимо соблюдение следующих правил пожарной безопасности:

- исключение образования горючей среды (герметизация оборудования, контроль воздушной среды, рабочая и аварийная вентиляция);
- применение при строительстве и отделке зданий негорючих или трудно сгораемых материалов;
- правильная эксплуатация оборудования (правильное включение оборудования в сеть электрического питания, контроль нагрева оборудования);
- правильное содержание зданий и территорий (исключение образования источника воспламенения);
- обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности;
- наличие плана эвакуации;
- соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения;
- правильное размещение оборудования;

- своевременный профилактический осмотр, ремонт и испытание оборудования.

При возникновении аварийной ситуации необходимо:

- сообщить руководству (дежурному).
- позвонить в соответствующую аварийную службу или МЧС – тел.

112.

- принять меры по ликвидации аварии в соответствии с инструкцией.

6.4 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны

Организационные мероприятия

Весь персонал обязан знать и строго соблюдать правила техники безопасности. Обучение персонала технике безопасности и производственной санитарии состоит из вводного инструктажа и инструктажа на рабочем месте ответственным лицом. Проверка знаний правил техники безопасности проводится начальником лаборатории после обучения на рабочем месте. Проверяемый заносится в специальный журнал и отмечается после проверки знаний техники безопасности. Лица, обслуживающие электроустановки не должны иметь увечий и болезней, мешающих производственной работе. Состояние здоровья устанавливается медицинским освидетельствованием.

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 («защита экранами»).

«Защита количеством» подразумевает под собой уменьшение мощности рентгеновской трубки для того, чтобы доза, полученная в результате работы, не превышала норм. Для реализации данного типа защиты,

помимо ПО, в пультовой комнате установлен специальный пульт, который позволяет снижать до минимума уровень излучения. «Защита временем» основывается на тех же закономерностях, что и «защита количеством». Сокращая срок работы с томографом, можно в значительной степени уменьшить дозы облучения работников лаборатории. Так как рентгеновская трубка нагревается при долгом использовании, необходимо следить за его температурными параметрами во время работы. При перегреве сотрудники лаборатории отключают установку, тем самым получая «защиту временем». «Защита расстоянием» подразумевает собой работу на максимальном удалении от источника излучения. Поглощенная доза обратно пропорциональна расстоянию, поэтому этот фактор очень важен. В лаборатории с томографической системой пульт находится на удалении от рентгеновской трубки, и в стороне от основного пучка излучения. «Защита экранами» – перекрытие основного пучка излучения материалами, которые будут поглощать часть излучения. Для изготовления экранов применяют различные материалы, а их толщина определяется мощностью излучения.

Технические мероприятия

Рациональная планировка рабочего места предусматривает четкий порядок и постоянство размещения предметов, средств труда и документации. То, что требуется для выполнения работ чаще должно располагаться в зоне легкой досягаемости рабочего пространства.

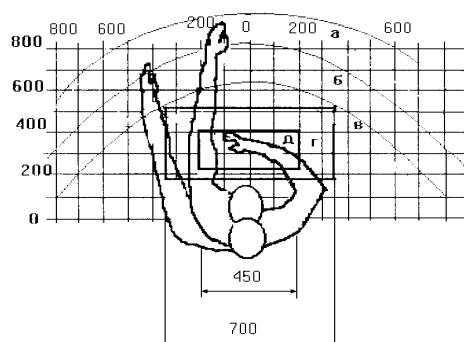


Рисунок 62 - Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости

- а - зона максимальной досягаемости рук;
- б - зона досягаемости пальцев при вытянутой руке;
- в - зона легкой досягаемости ладони;
- г - оптимальное пространство для грубой ручной работы;
- д - оптимальное пространство для тонкой ручной работы.

Оптимальное размещение предметов труда и документации в зонах досягаемости рук: дисплей персонального компьютера размещается в зоне а (в центре); клавиатура - в зоне г/д; системный блок размещается в зоне б (справа); документация: в зоне легкой досягаемости ладони - в (слева) - литература и документация, необходимая при работе; в шкафу для хранения - литература, которая не используется постоянно, но нужна при возникновении внештатных ситуаций.

Заключение

Приведённые в работе результаты теоретических и экспериментальных исследований позволяют сделать заключение о возможности измерения толщины карбидокремниевого покрытия с погрешностью ± 5 мкм. Методика измерений метрологических параметров томографической системы применима и может использоваться для сравнительного анализа различных конфигураций и сборок микротомографов. Приведены результаты определения параметров томографических систем, установленных в Российско-Китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра НИ ТПУ. Написана методика определения метрологических параметров томографа, на основании которой можно аналогично проводить измерения на томографах любой конфигурации. Так же написана методика измерения толщины карбидокремниевого покрытия. Методики были использованы для данной дипломной работы и являются применимыми для внедрения в производство.

Список публикаций студента

1) VI Всероссийская научно-практическая конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Неразрушающий контроль: электронное приборостроение, технологии, безопасность», г. Томск, НИ ТПУ.

Авторы: Апотин В. С.

Тема: «Метрология рентгеновских томографических систем».

Список использованных источников

1. Контроль композитных материалов и литья в аэрокосмическом секторе [Электронный ресурс] АОН. URL: http://www.aviajournal.com/blog/blog/production_of_general_aviation_aircraft/6.html (Дата обращения 02.06.2016)
2. Computed tomography. Its history and technology [Электронный ресурс] Siemens medical. URL: http://www.alfredimaging.com.au/alfredmedicalimaging.com.au/Documents/CT_History_and_Technology.pdf (Дата обращения 9.05.2016)
3. Вайнштейн Б.К. Трехмерная электронная микроскопия биологических макромолекул. - УФН, 1973, 109, вып. 3, с.455-498.
4. Васильева Э.Ю., Майоров А.Н. Применение ЭВМ-томографии для контроля ТВЭЛов. - Атомная энергия, 1979, 46, №6, с.403-406.
5. Вайнберг Э.И., Гончаров В.И., Казак И.А., Курозаев В.П. Чувствительность рентгеновской вычислительной томографии при контроле изделий с локальными дефектами. - Дефектоскопия, 1980, №10, с.146-20.
6. Reimers P., Goebbels J. New Possibilities of Nondestructive Evaluation by X-ray Computed Tomography. - Materials Evaluation. 1983. v. 42. №6. P.732-737.
7. Вайнберг Э.И., Казак И.А., Курозаев В.П. Точность воспроизведения пространственной структуры контролируемого объекта в рентгеновской вычислительной томографии. - Дефектоскопия, 1980, №10, с.56-14.
8. Вайнберг Э.И., Казак И.А., Курозаев В.П. Реконструкция внутренней пространственной структуры объектов по интегральным проекциям в реальном масштабе времени. - ДАН СССР, 1981, 257 №1, с.89-94.
9. Standard Guide for Computed Tomography (CT) Imaging. E61441, ASTM, Philadelphia, 2002.
10. Standard Guide for Computed Tomography (CT) System selection. E61672, ASTM, Philadelphia, 1995.

11. Standard Practice for Computed Tomography (CT) Examination. E6 1570, ASTM, Philadelphia, 1995.
12. Standard Practice for Computed Tomography (CT) Examination of Castings. E61814, ASTM, Philadelphia, 2002.
13. 18th World Conference on Nondestructive Testing, April 16-20 2012, Durban, South Africa. URL: <http://www.ndt.net/article/wcndt2012/general.htm> (Дата обращения 9.05.2016)
14. EN 444:1994. Nondestructive testing. General principles for radiographic examination of metallic materials by X and gamma rays. GEN, 1994
15. Вайнберг И.А., Вайнберг Э.И., Измерение размеров внутри сложных неразборных изделий с помощью компьютерных томографов. - В мире НК. 2005. № 3. С.386-41.
16. Вайнберг И.А., Вайнберг Э.И., Цыганов С.Г. О месте томографической диагностики в повышении качества турбинных лопаток. - Двигатель. 2011. № 6. С.106-13.
17. Вайнберг Э.И., Цыганов С.Г., Шаров М.М. Опыт трехмерной компьютерной томографии. - В мире НК. 2008. № 1. С. 56-69.
18. Вайнберг И.А., Вайнберг Э.И., Цыганов С.Г. Опыт томографии современных изделий из композитов и керамики. - В мире НК. 2012. № 3. С.44-648.
19. Вайнберг И.А., Вайнберг Э.И., Цыганов С.Г. Актуальный опыт высокоэнергетической томографии ответственных изделий авиационной промышленности. - В мире НК. 2012. № 1. С.56-660.
20. Revolutionary new technology using pencil beam scanning increases the precision of photon radiation therapy and expands types of tumors treated at procedure proton therapy center. [Электронный ресурс]: Pro Cure Proton Therapy Center. URL: <https://www.procure.com/New-Technology-Using-Pencil-Beam-Scanning> (Дата обращения 9.05.2016)
21. Dosimetry for Small Animal Studies [Электронный ресурс]:

National Institute of Standards and Technology. URL: <http://www.nist.gov/pml/div682/grp02/upload/FT18Lindsay.pdf> (Дата обращения 9.05.2016)

22. Elliott, J.C. and S.D. Dover (1982). X-ray microtomography. *J Microsc* 126: 211–213.

23. Elliott, J.C. and S.D. Dover (1984). Three-dimensional distribution of mineral in bone at a resolution of 15 μm determined by x-ray microtomography. *Metab Bone Dis Relat Res* 5: 219–221.

24. Elliott, J.C. and S.D. Dover (1985). X-ray microscopy using computerized axial tomography. *J Microsc* 138: 329–331.

25. Borodin, Y. I., E.N. Dementyev, G.N. Dragun, G.N. Kulipanov, N.A. Mezentsev, V.F. Pindyurin, M.A. Sheromov, A.N. Skrinky, A.S. Sokolov, and V.A. Ushakov (1986). Scanning difference microscopy and microtomography using synchrotron radiation at the storage ring VEPP-4. *Nucl Instrum Meth A* 246: 649–654.

26. Elliott, J.C., P. Anderson, G.R. Davis, F.S.L. Wong, and S.D. Dover (1994a). Computed tomography Part II: The practical use of a single source and detector. *J Metals* (Mar): 11–19.

27. Elliott, J.C., P. Anderson, X.J. Gao, F.S.L. Wong, G.R. Davis, and S.E.P. Dowker (1994b). Application of scanning microradiography and x-ray microtomography to studies of bone and teeth. *J X-ray Sci Technol* 4: 102–117.

28. Davis, G.R. and F.S.L. Wong (1996). X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiol Meas* 17: 121–146.

29. Mummery, P.M., B. Derby, P. Anderson, G.R. Davis, and J.C. Elliott (1995). X-ray microtomographic studies of metal matrix composites using laboratory x-ray sources. *J Microsc* 177: 399–406.

30. Stock, S.R., A. Guvenilir, T.L. Starr, J.C. Elliott, P. Anderson, S.D. Dover, and D.K. Bowen (1989). Microtomography of silicon nitride/silicon carbide composites. *Ceram Trans* 5: 161–170.

31. Spanne, P. and M.L. Rivers (1987). Computerized microtomography using synchrotron radiation from the NSLS. *Nucl Instrum Meth B24/25*: 1063–1067.
32. Ferrero, M.A., R. Sommer, P. Spanne, K.W. Jones, and C. Connor (1993). X-ray microtomography studies of nascent polyolefin particles polymerized over magnesium chloride-supported catalysts. *J Polym Sci A* 31: 2507–2512.
33. Connor, W.C., S.W. Webb, P. Spanne, and K.W. Jones (1990). Use of x-ray microcopy and synchrotron microtomography to characterize polyethylene polymerization particles. *Macromol* 23: 4742–4747.
34. Flannery, B.P. and W.G. Roberge (1987). Observational strategies for three-dimensional synchrotron microtomography. *J Appl Phys* 62: 4668–4674.
35. Kinney, J.H., Q.C. Johnson, U. Bonse, M.C. Nichols, R.A. Saroyan, R. Nusshardt, R. Pahl, and J.M. Brase (1988). Three-dimensional x-ray computed tomography in materials science. *MRS Bull* (January): 13–17.
36. Feldkamp, L.A., L.C. Davis, and J.W. Kress (1984). Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A1*: 612–619.
37. Feldkamp, L.A., D.J. Kubinski, and G. Jesion (1988). Application of high magnification to 3D x-ray computed tomography. *Rev Prog Quant NDE* 7A: 381–388.
38. Feldkamp, L.A. and G. Jesion (1986). 3-D x-ray computed tomography. *Rev Prog Quant NDE* 5A: 555–566.
39. Feldkamp, L.A., D.J. Kubinski, and G. Jesion (1988). Application of high magnification to 3D x-ray computed tomography. *Rev Prog Quant NDE* 7A: 381–388.
40. Davis, G.R. and J.C. Elliott (1997). X-ray microtomography scanner using time-delay integration for elimination of ring artifacts in the reconstructed image. *Nucl Instrum Meth A394*: 157–162.
41. Nusshardt, R., U. Bonse, F. Busch, J.H. Kinney, R.A. Saroyan, and M.C. Nichols (1991). Microtomography: A tool for nondestructive study of materials. *Synchrotron Rad News* 4(3): 21–23.
42. Dilmanian, F.A., X.Y. Wu, B. Ren, T.M. Button, L.D. Chapman, J.M. Dobbs, X. Huang, E.L. Nickoloff, E.C. Parsons, M.J. Petersen, W.C. Tomlinson,

and Z. Zhong (1997). CT with monochromatic synchrotron x-rays and its potential in clinical research. *Developments in X-ray Tomography*. U. Bonse (Ed.). Bellingham, WA, SPIE. SPIE Proc Vol 3149: 25–32.

43. David Bernard. X-ray tube selection criteria for BGA / CSP X-ray inspection (2002). URL: <http://www.smartgroup.org/downloads/davidbernard1.pdf>. (Дата обращения: 9.05.2016)

44. Burstein, P., P.J. Bjorkholm, R.C. Chase, and F.H. Seguin (1984). The largest and smallest X-ray computed tomography systems. *Nucl Instrum Meth* 221: 207–212.

45. Armistead, R.A. (1988). CT: Quantitative 3-D inspection. *Adv Mater Process Inc Met Prog* (Mar): 41–49.

46. Engelke, K., M. Lohmann, W.R. Dix, and W. Graeff (1989a). Quantitative microtomography. *Rev Sci Instrum* 60: 2486–2489.

47. London, B., R.N. Yancey, and J.A. Smith (1990). High-resolution x-ray computed tomography of composite materials. *Mater Eval* 48: 604–608.

48. Seguin, F.H., P. Burstein, P.J. Bjorkholm, F. Homburger, and R.A. Adams (1985). X-ray computed tomography with 50- μ m resolution. *Appl Optics* 24: 4117–4123.

49. Suzuki, Y., K. Usami, K. Sakamoto, H. Kozaka, T. Hirano, H. Shiono, and H. Kohno (1988). X-ray computerized tomography using monochromated synchrotron radiation. *Japan J Appl Phys* 27: L461–L464.

50. Kinney, J.H. and M.C. Nichols (1992). X-ray tomographic microscopy (XTM) using synchrotron radiation. *Annu Rev Mater Sci* 22: 121–152.

51. Sasov, A.Y. (1987a). Microtomography: I. Methods and equipment. *J. Microsc* 147: 169–178.

52. Sasov, A.Y. (1987b). Microtomography: II. Examples of applications. *J. Microsc* 147: 179–192.

53. Sasov, A.Y. (1989). X-ray microtomography. *Radiation Methods*. New York, Plenum: 315–321.

54. Goulet, R.W., S.A. Goldstein, M.J. Ciarelli, J.L. Kuhn, M.B. Brown, and L.A. Feldkamp (1994). The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *J Biomech* 27: 375–389.
55. Bonse, U., R. Nusshardt, F. Busch, R. Pahl, J.H. Kinney, Q.C. Johnson, R.A. Saroyan, and M.C. Nichols (1991). X-ray tomographic microscopy of fibre-reinforced materials. *J Mater Sci* 26: 4076–4085.
56. Bueno, C. and M.D. Barker (1993). High resolution digital radiography and 3D computed tomography. *X-ray Detector Physics and Applications II*. V.J. Orphan (Ed.). Bellingham, WA, SPIE. SPIE Proc Vol 2009: 179–191.
57. Davis, G.R. and J.C. Elliott (1997). X-ray microtomography scanner using time- delay integration for elimination of ring artifacts in the reconstructed image. *Nucl Instrum Meth A* 394: 157–162.
58. Kinney, J.H., Q.C. Johnson, U. Bonse, R. Nusshardt, and M.C. Nichols (1986). The performance of CCD array detectors for application in high-resolution tomography. *X-ray Imaging II*. D.K. Bowen and L.V. Knight (Eds.). Bellingham, WA, SPIE. SPIE Proc Vol 691: 43–50.
59. Bonse, U., Q. Johnson, M. Nichols, R. Nusshardt, S. Krasnicki, and J. Kinney (1986). High resolution tomography with chemical specificity. *Nucl Instrum Meth A* 246: 644–648.
60. Jakob Larsson. X-Ray Detector Characterization - a comparison of scintillators URL:
<http://www.diva-ortal.org/smash/get/diva2:634109/FULLTEXT01.pdf>
(Дата обращения: 9.05.2016)
61. AN07: Scintillator Options for Shad-o-Box Cameras. URL:
http://www.rad-icon.de/Radicon_AN07.pdf
62. Henning L. Olesen (1966). *Radiation Effects on Electronic Systems*. Springer science + business media, LCC 1966. 165
63. FDR AcSelerate | Fujifilm Global. URL:
http://www.fujifilm.com/products/medical/products/digital_radiography/fdr_acsele rate/#features (Дата обращения: 25.09.2015)

64. Martin, T. and A. Koch (2006). Recent developments in x-ray imaging with micrometer spatial resolution. *J Synchrotron Rad* 13: 180–194.
65. Kinney, J.H., Q.C. Johnson, U. Bonse, M.C. Nichols, R.A. Saroyan, R. Nusshardt, R. Pahl, and J.M. Brase (1988). Three-dimensional x-ray computed tomography in materials science. *MRS Bull* (January): 13–17.
66. Coan, P., A. Peterzol, S. Fiedler, C. Ponchut, J.C. Labiche, and A. Bravin (2006). Evaluation of imaging performance of a taper optics CCD “FReLoN” camera designed for medical imaging. *J Synchrotron Rad* 13: 260–62 Flannery, B.P. and W.G. Roberge (1987). Observational strategies for three-dimensional synchrotron microtomography. *J Appl Phys* 62: 4668–4674.
67. Olsen, U.L., X. Badel, J. Linnros, M.D. Michiel, T. Martin, S. Schmidt, and H.F. Poulsen (2007). Development of a high-efficiency high-resolution imaging detector for 30–80 keV x-rays. *Nucl Instrum Meth A* 576: 52–55.
68. Koch, A., F. Peyrin, P. Heurtier, B. Ferrand, B. Chambaz, W. Ludwig, and M. Couchaud (1999). X-ray camera for computed tomography of biological samples with micrometer resolution using Lu₃Al₅O₁₂ and Y₃Al₅O₁₂. *Medical Imaging 1999: Physics of Medical Imaging*. J.T.D. J.M. Boone, III (Ed.). Bellingham, WA, SPIE. SPIE Proc Vol 3659: 170–179.
69. ISO 15708-1, “Non-destructive testing - Radiation methods - Computed tomography - Part 1: Principles”, ISO 2002
70. ISO 15708-2, “Non-destructive testing — Radiation methods — Computed tomography — Part 2: Examination practices”, ISO 2002
71. ISO 17636-2 - 20 ” Non-destructive testing of welds - Radiographic testing - Part 2: X- and gamma-ray techniques with digital detectors“, ISO 2013
72. ASTM Standard E1695-95 (2006) "Standard Test Method for Measurement of Computed Tomography (CT) System Performance"
73. ASTM Standard E1441-11 "Standard Guide for Computed Tomography (CT) Imaging"

74. В. И. Кузичев Частотно-контрастная характеристика // Фотокинотехника: Энциклопедия / Главный редактор Е. А. Иофис. — М.: Советская энциклопедия, 1981
75. А.В. Батрагин, Д.С. Белкин, В.М. Блинов, Б.И. Капранов, Х.-М.В.А. Крёнинг, С.В. Чахлов, Е.Г. Чечулин, В.Ю. Чунаев. Томографический метод эталонирования образцов толщины карбидокремниевого.
76. Гнесик Г. Г. Карбидокремниевые материалы. М.: Металлургия, 1977. 216 с.
77. Солнцев С. С., Исаева Н. В., Ермакова Г. В., Максимов В. И. Высокотемпературное покрытие, патент РФ № 2253638, С 04В41/87, С 04В35/00. Дата публикации: 10.06.2005, ВГУП «ВИАМ».
78. Потапов А. И., Сясько В. А. Неразрушающие методы и средства контроля толщины покрытий и изделий. Научное, методическое и справочное пособие. СПб: Гуманистика, 2009. 903 с.
79. Федеральный закон «Об основах охраны труда» от 17.07.1999 г. № 181-ФЗ.
80. СанПиН 2.2.4/2.1.8.055-96 «Электромагнитные излучения радиочастотного излучения».
81. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность.
82. СНиП 23-05-95 «Естественное и искусственное освещение».
83. СанПиН 2.2.4.548–96. Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений.
84. СП 2.6.1.2523-09. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009).
85. ГОСТ Р 22.0.01-94 Безопасность в ЧС. Основные положения.
86. ГОСТ Р 22.0.07-95 Безопасность в чрезвычайных ситуациях.
87. Федеральный закон от 22.07.2008 N 123-ФЗ (ред. от 13.07.2015) "Технический регламент о требованиях пожарной безопасности"

Приложение А . Методика определения метрологических характеристик томографической системы (настольный микротомограф TOLMI-150-10)

1. Подготовка к измерениям.

- 1.1. Включить компьютер с установленным на нем программным обеспечением управления микротомографа «uCT». Запустить программу управления микротомографом.
- 1.2. Включить, кнопкой «Вкл.» на передней панели томографа, детектор рентгеновского излучения.
- 1.3. Включить пульт управления рентгеновской трубкой путем нажатия кнопки включения на задней панели пульта.
- 1.4. Перейти на вкладку «Рентген» на верхней панели программного обеспечения (рисунок 1).

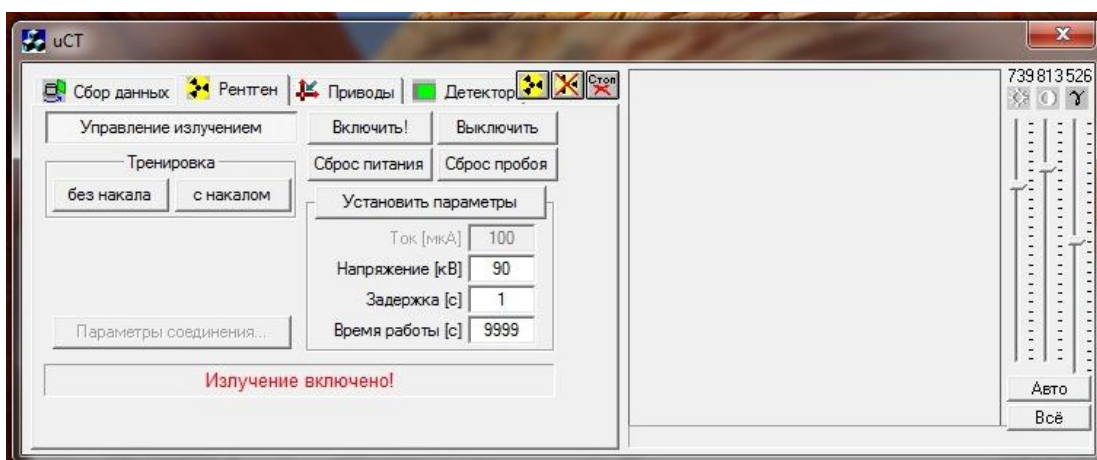


Рисунок 1 – Вкладка «Рентген» программного обеспечения управления микротомографом TOLMI

- 1.5. Провести тренировку рентгеновской трубки путем нажатия кнопки «без накала» (рисунок 1). По окончании тренировки трубки погаснет предупреждение «Излучение включено!» и на пульту управления высветится надпись выполнено.

1.6. Задать в поле «Напряжение [кВ]» значение 60 и нажать кнопку установить параметры. Так как значение силы тока для данного томографа является постоянной величиной, корректировка значений серого на детекторе производится только установкой времени экспозиции на вкладке «Детектор» (рисунок 2).

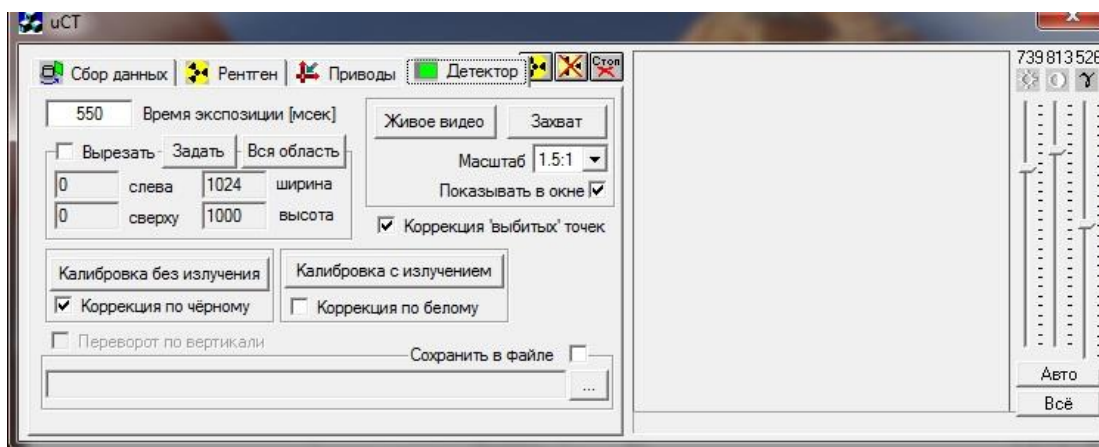


Рисунок 2 – Вкладка «Детектор» программного обеспечения управления микротомографом TOLMI

1.7. Перейти на вкладку детектор и в поле «Время экспозиции [мсек]» выставить значение 3500. Данное значение справедливо только для 60 кВ, поэтому для других напряжений необходимо производить подбор времени экспозиции.

1.7.1. Для того чтобы производить подбор времени экспозиции необходимо убрать галочку с параметров «Коррекция по чёрному» и «Коррекция по белому».

1.7.2. Вернуться во вкладку «Рентген» и нажать кнопку «Включить!». Загорится предупреждение о том, что излучение включено.

1.7.3. Вернуться во вкладку «Детектор». Как только на пульту управления установится значения силы тока нажать кнопку «Живое видео». Откроется окно живого видео с детектора (рисунок 3).

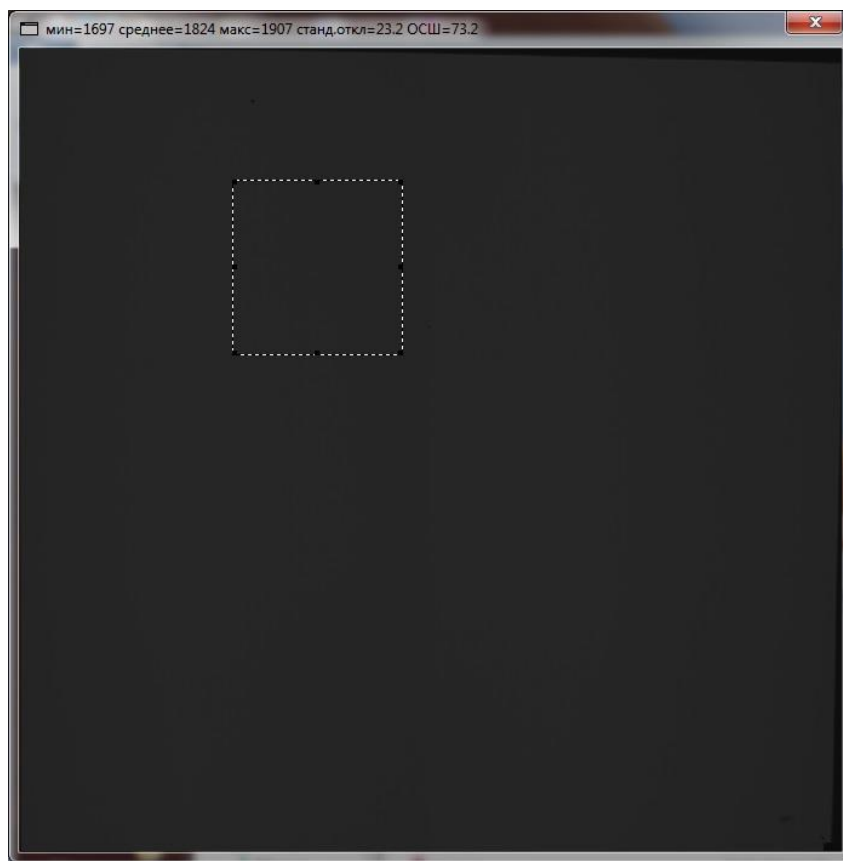


Рисунок 3 – Окно «Живое видео» программного обеспечения управления микротомографом TOLMI

- 1.7.4. Выделить область в открытом окне, как на рисунке 3, поле «макс=» в верхнем поле окна показывает максимальное значение серого для данного поля. Оно должно быть близко к двум тысячам (2000), но не превышать этого значения.
- 1.7.5. Если значение серого превышает две тысячи (2000) закрыть окно живого видео. Во вкладке «Детектор» отключить кнопку «Живое видео». Если максимальное значение серого удовлетворяет условию, закрыть окно живого видео, отключить кнопку «Живое видео» и перейти к пункту 8.
- 1.7.6. Изменить значения времени экспозиции (пункт 1.7).
- 1.7.7. Повторить пункты 1.7.1-1.7.5.
- 1.7.8. При включенном излучении нажать во вкладке «Детектор» кнопку «Калибровка с излучением».
- 1.7.9. Как только появится галочка на пункте «Коррекция по белому». Открыть окно живого видео, кнопка «Живое видео». Максимальное значение серого в

выделенной области должно быть примерно равно тридцати тысячам (30000) (рисунок 4).

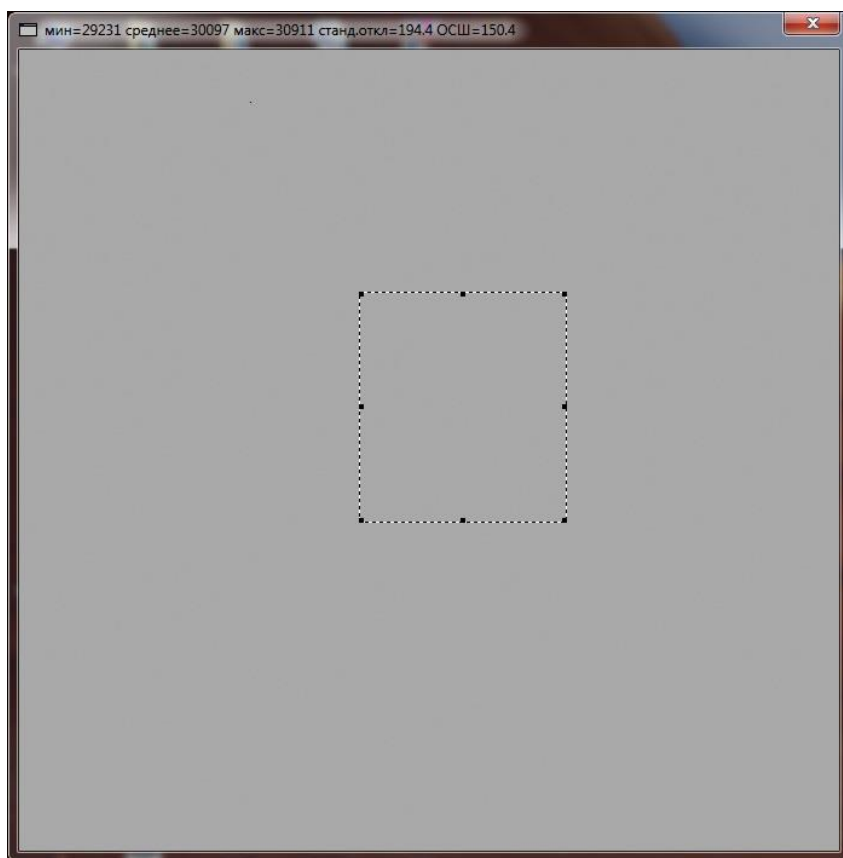


Рисунок 4 – Окно «Живое видео» программного обеспечения управления микротомографом TOLMI калиброванное «по белому»

- 1.8. Заккрыть окно живого видео и отключить кнопку «Живое видео» во вкладке «Детектор».
- 1.9. Перейти во вкладку «Рентген» и выключить излучение путем нажатия кнопки «Выключить».
- 1.10. Вернуться во вкладку «Детектор» и нажать кнопку «Калибровка без излучения». После того как появится галочка на графе «Коррекция по черному» томограф готов к измерениям.

2. Проведение определения томографических параметров.

2.1. Измерение контрастной чувствительности томографа

2.1.1. Перейти во вкладку «Приводы» и нажать кнопку «Вкл» на против параметра «Ближе-дальше» (рисунок 5).

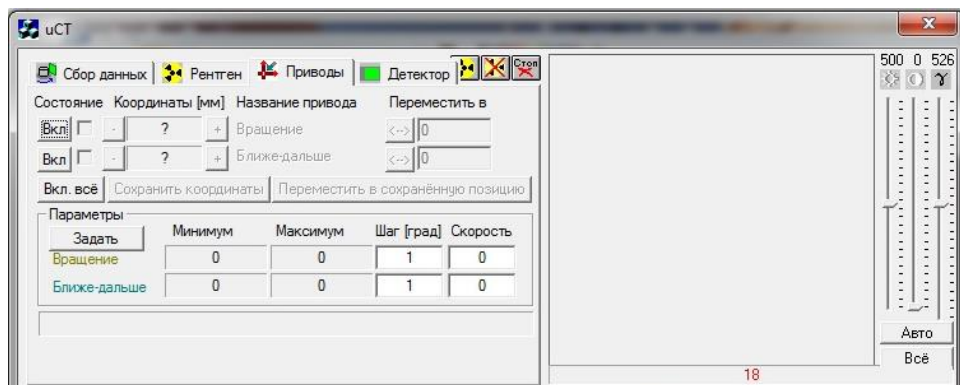


Рисунок 5 – Вкладка «Приводы» программного обеспечения управления микротомографом TOLMI

- 2.1.2. Установить манипулятор в крайнее правое положение (ближе к детектору).
- 2.1.3. Установить на манипулятор по центру тест-объект «лесенка».
- 2.1.4. Во вкладке «Рентген» нажать кнопку «Включить!».
- 2.1.5. Перейти во вкладку «Детектор» и нажать кнопку «Захват»
- 2.1.6. В открывшемся окне захвата кадра сохранить рентгенограмму тест-объекта сочетанием клавиш (Ctrl + S) в директорию сохранения снимков эксперимента.
- 2.1.7. Перейти во вкладку «Рентген» и нажать кнопку «Выключить».
- 2.1.8. Открыть томограф и вместо тест-объекта «лесенка» установить по центру манипулятора тест-объект состоящий из 6 объектов (цилиндров) имеющих разную плотность.
- 2.1.9. Повторить пункты 2.1.4.-2.1.7.
- 2.1.10. Используя программное обеспечение (в данном опыте использовалась бесплатная программа «Isee!» разработанная Александром Алексейчуком в

Германском Федеральном институте исследования и испытаний материалов) измерить значения сигнал шум для каждой лесенки и для воздуха.

2.1.10.1. Измерить значения серого для каждой лесенки и воздуха.

2.1.10.2. Все данные занести в Excel для дальнейшей обработки.

2.1.11. Перейти во вкладку «Приводы» и нажать кнопку «Вкл» на против параметра «Вращение».

2.1.12. Перейти во вкладку «Сбор данных», в поле «Число проекций» установить 720, а в поле «Шаг по углу^[0]» 0.5, произведение полей «Число проекций» и «Шаг по углу^[0]» отображается в поле «Полный угол^[0]», он должен быть 360⁰ (рисунок 6).

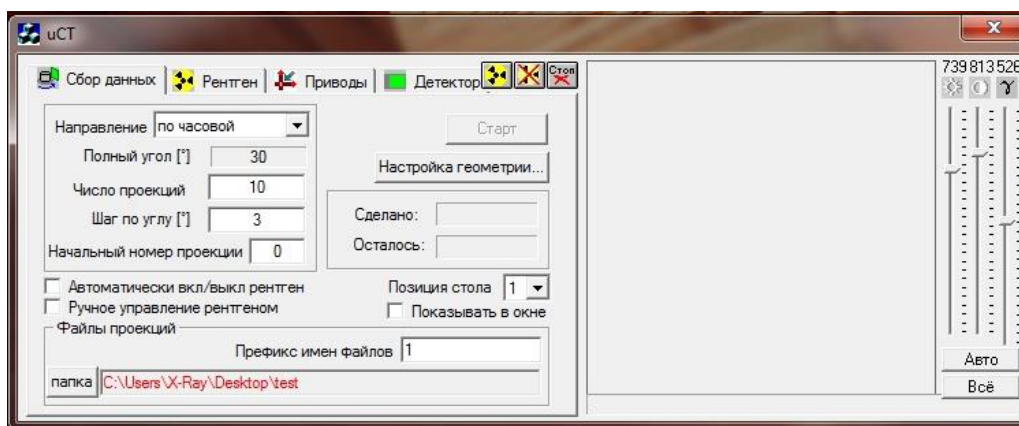


Рисунок 6 – Вкладка «Сбор данных» программного обеспечения управления микротомографом TOLMI

2.1.13. Нажать на кнопку «папка» и установить директорию сохранения проекций.

2.1.14. Открыть томограф и вместо тест-объекта плотностей установить цилиндр из поликарбоната.

2.1.15. Во вкладке «Сбор данных» нажать кнопку «Старт».

2.1.16. По окончании сбора проекций объекта восстановить его объемную проекцию в специальном программном обеспечении.

2.1.17. Обработать снимок перпендикулярного среза объемной проекции в программном обеспечении написанном в среде Matlab. Подробнее смотреть главу 3.2

Приложение Б. Методика измерения толщины карбидокремниевого покрытия на углерод-углеродном основании при помощи томографической системы (настольный микротомограф TOLMI-150-10)

1. Подготовка к измерениям

- 1.1. Провести подготовку томографической системы к измерениям с параметрами напряжения 120 кВ и временем экспозиции 600 миллисекунд см. пункт 1 приложения А.

2. Проведение измерений

- 2.1. Во вкладке «Приводы» нажать кнопку «Вкл.» на против параметров «Вращение» и ближе дальше.
- 2.2. В графе «Переместить в» на против параметра «Ближе-дальше» установить значение 70.
- 2.3. Установить углерод-углеродное основание без покрытия на манипулятор как показано на рисунке 52 в главе 3.3
- 2.4. Во вкладке «Сбор данных» установить в графе «Число проекций» значение 720, в графе «Шаг по углу [$^{\circ}$]» установить значение 0,5.
- 2.5. Выбрать директорию сохранения проекций путем нажатия кнопки «папка».
- 2.6. Нажать кнопку «Старт».
- 2.7. По окончании сканирования установить на манипулятор углерод-углеродное основание с нанесенным покрытием как показано на рисунке 52 в главе 3.3
- 2.8. Во вкладке «Сбор данных» изменить директорию сохранения проекций путем нажатия кнопки «папка».
- 2.9. По окончании сканирования провести восстановление объемной проекции для углерод-углеродного основания с покрытием и без него.
- 2.10. Провести измерение толщины покрытия используя продольное сечение объемных проекций. Подробнее см. главу 3.3.

Приложение В. Таблица А – Календарный план-график проведения НИОКР

№	Вид работ	Исполнители	Т _к , кал. дн.	Продолжительность выполнения работ									
				09.14	10.14	11.14	12.14	01.15	02.15	03.15	04.15	05.15	06.15
1	Ознакомление со способами неразрушающего контроля	Апотин В. С.	30										
2	Анализ научно – технической литературы и патентов	Апотин В. С.	31										
3	Приобретение практических навыков работы с рентгеновским компьютерным томографом	Апотин В. С. Батрагин А. В.	61										
4	Сравнение различных реализаций рентгеновского компьютерного томографа	Апотин В. С. Батрагин А. В.	60										
5	Разработка методики определения параметров РКТ	Апотин В. С. Батрагин А. В.	61										

Продолжение таблицы А

№	Вид работ	Исполнители	Т _к , кал. дн.	Продолжительность выполнения работ									
				09.15	10.15	11.15	12.15	01.16	02.16	03.16	04.16	05.16	06.16
6	Цикл натурных экспериментов по оценке параметров РКТ	Апотин В. С. Батрагин А. В.	91										
7	Разработка алгоритма проведения испытаний на подтверждение метрологических характеристик РКТ	Апотин В. С. Батрагин А. В.	61										
8	Написание методики испытания композиционных материалов	Апотин В. С. Батрагин А. В.	61										
9	Формулировка рекомендаций по выбору основных параметров проведения испытаний на рентгеновском компьютерном томографе	Апотин В. С. Батрагин А. В.	61										

10	Оформление диссертации, подготовка доклада для защиты	Апотин В. С.	60									
----	--	--------------	----	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Обозначения таблицы А:

Апотин В. С. -  , Батрагин А. В.- 

Приложение Г. Таблица А - Реестр рисков по проекту

№	Риск	Потенциальное воздействие	Вероятность наступления (1-5)	Влияние риска (1-5)	Уровень риска	Способы смягчения	Условия наступления
1	Закупка образцов из некачественных материалов	Недостоверность полученных данных при исследованиях	3	5	Низкий	Более тщательный входной контроль материалов	Некачественный отбор материалов
2	Внеплановое отключение электроэнергии	Несохранение данных исследования	1	3	Средний	Автосохранение получаемых данных	Чрезвычайная ситуация
3	Неисправность оборудования	Невозможность проведения исследований	4	5	Высокий	Наличие деталей для проведения ремонта оборудования	Несвоевременный мониторинг оборудования
4	Отсутствие финансирования	Срыв графика исследований	1	4	Высокий	Наличия запаса необходимых материалов	Прекращение международного контракта
5	Заболевание исполнителя	Срыв графика исследований	3	4	Высокий	Планирование работ с запасом времени по графику	Своевременная профилактика заболеваний
6	Отсутствие информативности в полученных данных	Срыв графика исследований	2	5	Высокий	Возможность использования полученных данных в других разработках	Некорректно поставленные задачи исследования

Приложение Д

Раздел

Теоретический анализ метрологических параметров томографической системы

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ4В	Апотин В. С.		

Консультант кафедры ТПС :

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор каф. ТПС ИНК	Бориков В.Н.	д.т.н		

Консультант – лингвист кафедры ИЯФТ :

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Кошелева Е. Ю.	К.и.н., доцент		

Point spread function

By virtue of the linearity property of optical imaging systems, i.e.,

$$Image(Object_1 + Object_2) = Image(Object_1) + Image(Object_2)$$

the image of an object in a microscope or telescope can be computed by expressing the object-plane field as a weighted sum over 2D impulse functions, and then expressing the image plane field as the weighted sum over the *images* of these impulse functions. This is known as the *superposition principle*, valid for linear systems. The images of the individual object-plane impulse functions are called point spread functions, reflecting the fact that a mathematical *point* of light in the object plane is *spread* out to form a finite area in the image plane (in some branches of mathematics and physics, these might be referred to as Green's functions or impulse response functions).

When the object is divided into discrete point objects of varying intensity, the image is computed as a sum of the PSF of each point. As the PSF is typically determined entirely by the imaging system (that is, microscope or telescope), the entire image can be described by knowing the optical properties of the system. This process is usually formulated by a convolution equation.

In the spatial domain, (as opposed to the spatial frequency domain) the spatial resolution of an imaging system is characterized by its point-spread function (psf). Theoretically, a psf is the image obtained of an infinitesimal point object that can be defined in 2-D as the product of two delta functions

$$\text{point}(x,y) = \delta(x,y) = \delta(x) \delta(y) \quad (1)$$

If the system is represented mathematically by the transform S then the system point spread function $\text{psf}(x,y)$ is obtained by transforming a point object (Figure 6.1).

$$\text{psf}(x,y) = S [\text{point}(x,y)] \quad (2)$$

If (u,v) are the conjugate spatial frequency variables for the spatial variables (x,y) , then the modulation transfer function $\text{MTF}(u,v)$ is obtained from the point spread function $\text{psf}(x,y)$ as the magnitude of its two-dimensional Fourier transform

$$\begin{aligned} \text{STF}(u, v) &= \mathfrak{F}\{\text{psf}(x, y)\} \\ \text{MTF}(u, v) &= |\text{STF}(u, v)| \end{aligned} \quad (3)$$

$\text{STF}(u, v)$ is the “system transfer function” and may be a complex function (represented by finite real and imaginary parts or alternatively by finite magnitude and non-zero phase parts). Since we are mostly concerned with the magnitude of a systems response in the spatial frequency domain, the modulation transfer function, or $\text{MTF}(u, v)$, is commonly used in radiological physics. The point spread function (psf) and its spatial frequency representation (MTF) are the most important theoretical descriptors of the spatial resolution of an imaging system.

The point spread function is difficult to determine in practice because an infinitesimal point object (Figure 1) cannot be produced perfectly, only approximated. For film-screen systems, a tiny aperture in a radiopaque plate can approximate the point object. Since the aperture must be small in comparison to the spatial resolution of the system (a few tens of microns in diameter), very few x-rays are transmitted through the aperture forcing a lengthy exposure time.

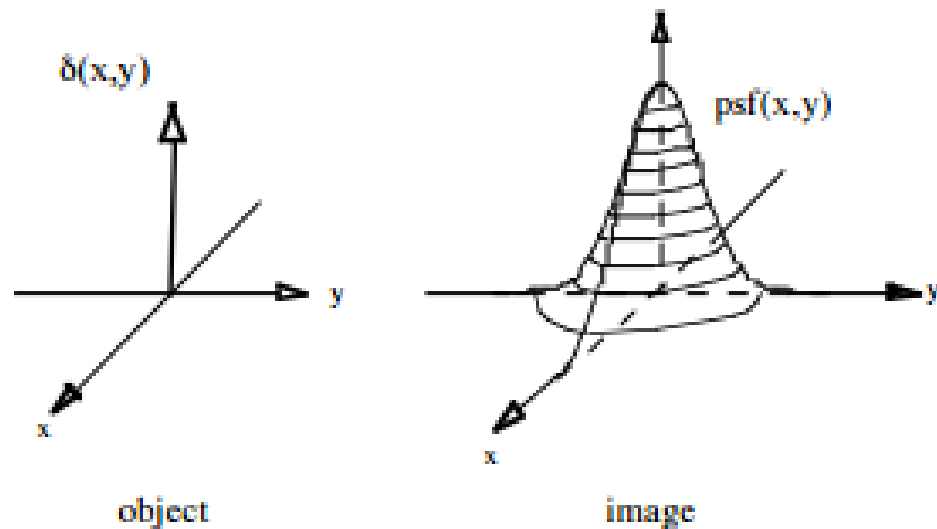


Figure 1 - The point spread function (psf) of the image of an ideal point object. The modulation transfer function (MTF) is the magnitude of the Fourier transform of the psf.

Line spread function

Fourier methods can be used to analyse the response of an imaging system to a square wave input using a narrow slit in a sheet of lead, for instance. Remember that a square wave is the equivalent of the sum of an infinite number of sine waves. The imaging of such a slit is illustrated in Figure 6.8 where the transmitted radiation is seen to excite fluorescence in an intensifying screen. The fluorescent light is emitted in all directions and the image of the slit therefore becomes spread out over a broader area than is ideal. The effect is seen in the illuminance profile which consists of a central peak, as expected, with tails extending around it. This type of profile is called the **Line Spread Function (LSF)**. The effect on the slit's image as a result is seen as a slight tinge of greyness around the slit's edges to an extent given by the tails of the LSF. Better performance can therefore be seen as a narrowing in the LSF and a suppression of its tails.

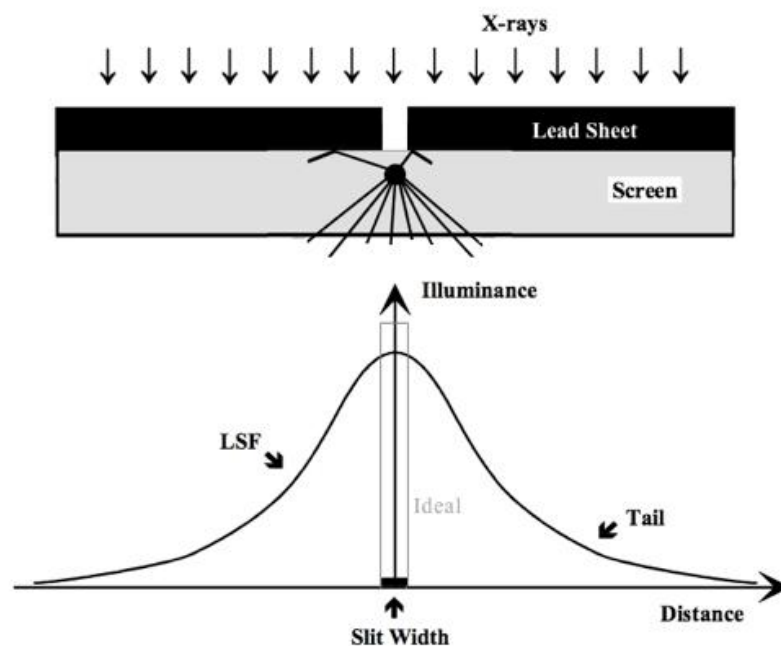


Figure 2 - The Line Spread Function (LSF) and its origin for an X-ray intensifying screen.

Measuring the line-spread function can reduce the technical difficulties associated with obtaining and measuring the point-spread function. As its name suggests, the line spread function is obtained with an infinitesimal slit in an opaque object, rather than an infinitesimal point aperture. The line-spread function is a one-dimensional representation of the two-dimensional point-spread function. Since we assume that the psf of the imaging system is space invariant, we can measure the shape of the linespread function (lsf) with a microdensitometer passing through the image of the slit, perpendicular to the slit length. As for the point spread function, the width of the slit must be sufficiently narrow so that its finite extent does not contribute significantly to the width of the image. That is, the spread in the imaged slit must be due almost entirely to the blurring contributed by the imaging system rather than the width of the slit. For film-screen systems, a slit width of 10 microns or smaller is required for this measurement. Mathematically, the slit (or line source) is defined as

$$\text{line}(x) = \delta(x) = \int_{-\infty}^0 \delta(x) \delta(y) dy = \int_{-\infty}^0 \text{point}(x,y) dy \quad (4)$$

which is narrow in the x-direction and extends indefinitely in the y-direction. If S is the linear transform of the imaging system, then we know that the line spread function lsf(x) is obtained by transforming the line source

$$\text{lsf}(x) = S[\text{line}(x)] = S \int_{-\infty}^{+\infty} [\text{point}(x,y) dy] = \int_{-\infty}^{+\infty} S[\text{point}(x,y)] dy = \int_{-\infty}^{+\infty} [\text{psf}(x,y)] dy \quad (5)$$

so that the line spread function lsf(x) is equal to the integral across y of the point spread function.

Although the MTF of the system is defined from the Fourier transform of the pointspread function, it also is possible to obtain the MTF from the line-spread function by taking the Fourier transform of the line spread function. (If the slit is not a deltafunction with respect to the detector, then the MTF is obtained by dividing the Fourier transform of the line-spread function by the Fourier transform of the object (e.g. the slit). Care must be taken, of course, where the Fourier transform of the slit equals zero.)

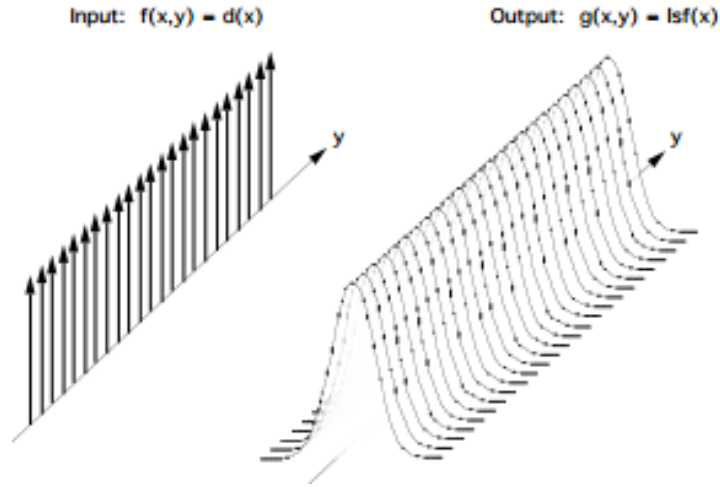


Figure 3 - The line spread function (lsf) if the image of an ideal line object (e.g., infinitesimal slit in a lead plate). The MTF in one dimension is the magnitude of the Fourier transform of the lsf.

Edge response function

A final method to define the spatial resolution of an imaging system is in terms of its "edge-response" function. In this technique, the source is presented with an object that transmits radiation on one side of an edge, but is perfectly attenuating on the other. Hence, its transmission is defined according to the equation

$$step(x,y) = \begin{cases} 1 & x \geq 0 \\ 0 & x < 0 \end{cases} \quad (6)$$

As Barrett and Swindell point out, this function also can be written as

$$step(x,y) = step(x) = \int_{-\infty}^0 \delta(x') dx' = \int_{-\infty}^0 line(x') dx' \quad (7)$$

If the system operator S is linear, and treating the integral as a generalized summation yields

$$\begin{aligned} esf(x) &= S\{step(x)\} = S\left\{\int_{-\infty}^0 line(x') dx'\right\} = \int_{-\infty}^0 S\{line(x')\} dx' \\ &= \int_{-\infty}^0 lsf(x') dx' \end{aligned} \quad (8)$$

so that the line spread function is the derivative of the edge-spread function

$$lsf(x) = \frac{d}{dx}[esf(x)] \quad (9)$$

Hence, we obtain a density profile to determine the edge-spread function when imaging an edge. The derivative of the edge-spread function is the line-spread function, the Fourier transform of which yields the MTF in one dimension according to equation 4.

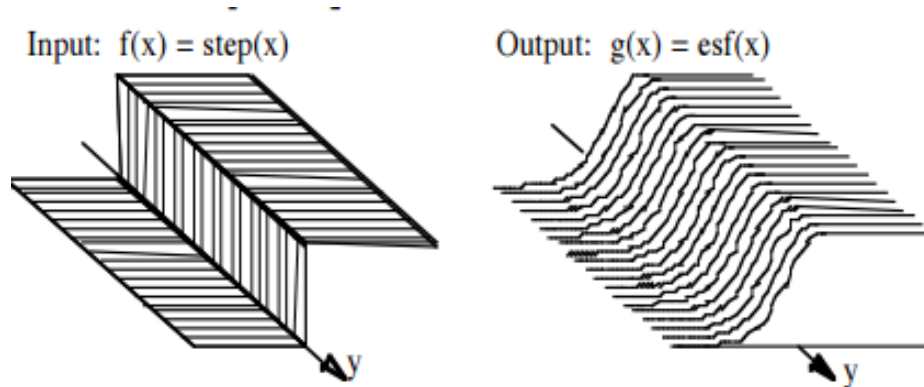


Figure 4 - The edge spread function (esf) is the image of an ideal step object (e.g., edge of a lead plate). The lsf can be derived as the spatial derivative of the esf; similarly a line object is modeled as the derivative of an edge object.

Components of Unsharpness

Now that we have described unsharpness mathematically, we can use these tools to study and quantify several components to unsharpness. We will consider four principal components. Geometric unsharpness refers to the loss of detail with increasing size of the radiation source. Motion unsharpness refers to the loss of detail due to motion of the source, the detector, or the object being imaged. Detector-unsharpness refers to the loss of detail caused by the resolving power of the detector. Digitization unsharpness refers to the loss of detail associated with the analog-to-digital conversion of the image.

Geometric unsharpness

Geometric unsharpness in a projection radiograph refers to the loss in image detail caused by the size of the focal spot of the x-ray tube. As shown in Figure 5, an extended x-ray source will blur the appearance of the edge or any other detailed object structure. We can use language borrowed from astronomy in describing the extent of this blurriness. The area directly behind the object, which is completely contained within the shadow of the object, is called the umbra. Similarly, the region that has a in a partial shadow of the focal spot and is called the penumbra. In some texts, the penumbra is called the edge gradient.

Obviously, as the size the focal spot increases, the size of the penumbra increases and the degree of geometrical unsharpness or blurriness also increases. Therefore, to obtain the most detail in the image, one should use the smallest focal spot possible. However, the focal spot must be large enough to dissipate the heat generated on the anode.

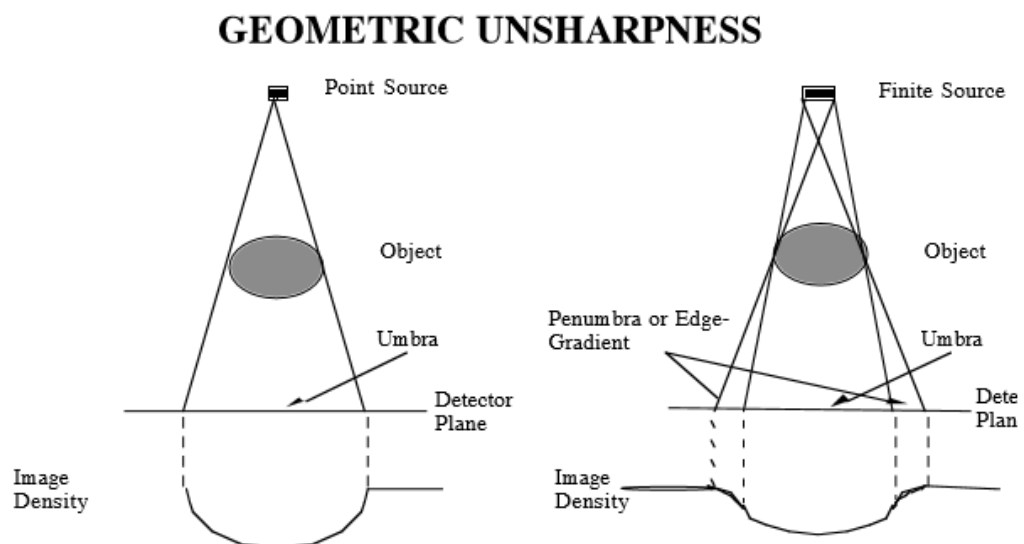


Figure 5 = Geometric unsharpness is the loss of detail with increasing x-ray tube focal spot size. The umbra is the completely shadowed region behind the object while the penumbra is the partially shadowed region surrounding the umbra.

Another important factor affecting geometric unsharpness is object magnification (M). If the object is projected onto the image receptor with a magnification M , the focal spot is magnified by a factor of $M-1$. When the object is half way between the source and detector, it is imaged with a magnification of 2, while the projected focal spot size is equal to its physical size (i.e. magnification equal to $M-1= 1$). As the object is moved closer to the detector object magnification tends toward unity while source or focal spot magnification tends toward zero. As the object is brought closer to the source, the magnification of both the object and the focal spot increases, causing increased geometric unsharpness (Figure 6). The increase in geometric unsharpness that accompanies magnification limits the degree to which magnification can be used to increase the spatial resolution with which the object is imaged.

EFFECT OF MAGNIFICATION ON GEOMETRIC UNSHARPNESS

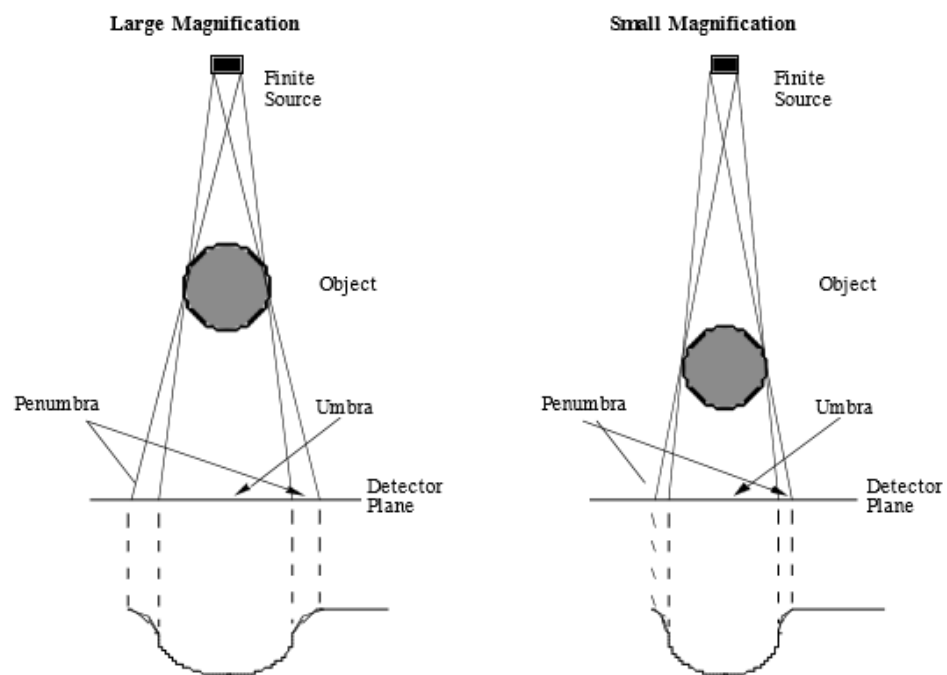


Figure 6 - Both source (focal spot) and object magnification decrease as object is moved closer to the detector plane. The impact of geometric unsharpness associates with the size of the penumbra relative to the umbra.

Image $g(x,y)$ is obtained by convolving the object $f(x,y)$ with the point-spread function $h(x,y)$ due focal spot blurring only. This is expressed mathematically as

$$g(x, y) = \frac{1}{(M-1)^2} f\left(\frac{x}{M}, \frac{y}{M}\right) \otimes \otimes h\left(\frac{-x}{M-1}, \frac{-y}{M-1}\right) \quad (10)$$

or in the frequency domain,

$$G(u, v) = M^2 F(Mu, Mv) H(-(M-1)u, -(M-1)v) \quad (11)$$

where $H(u, v)$ is the two dimensional transfer function associated with blurring by the focal spot. Both $f(x, y)$ and $F(u, v)$ refer to the object distributions (in spatial and frequency domains) which are magnified by a factor M onto the plane of the detector. If $M > 1$ the projected image is larger than the object and this can provide increased resolution when the detector is the limiting factor. Likewise, $h(x, y)$ and $H(u, v)$ refer to the source or focal spot distributions where the source is magnified by a factor of $M-1$ onto the plane of the detector. The negative signs in the arguments of h and H indicate that the image of the source distribution is spatially reversed. When $M > 2$ the focal spot image is magnified potentially reducing detail in the final image. The trade-off between object magnification and focal spot magnification at the detector plane will be investigated later in this chapter after we discuss the effects of detector unsharpness.

Object Motion (Motion Unsharpness)

Ideal imaging systems assume that the object, radiation source, and detector system are all stationary with respect to one another during a radiographic exposure. When one or more of these components move, the image is blurred (loss of spatial resolution) due to "motion unsharpness".

Consider an object as of a pinhole aperture moving uniformly in the x -direction with a constant velocity v during the exposure time T . The displacement of the projected image in the plane of the detector, due to motion of the object, is MvT , where M is object magnification. Under these assumptions, a point object will take the form (Figure 7)

$$h_{motion}(x) = \frac{1}{MvT} II\left(\frac{x}{MvT}\right) \quad (12)$$

where the normalizing term $1/(MvT)$ in front of the rectangle function insures that the motion component of the point-spread function $[h_{\text{motion}}(x)]$ has unit area such that it approaches a delta function in the limit where either v or T approach zero (little motion or extremely short exposure time). This emphasizes that an obvious and effective method of limiting the effect of motion unsharpness is to use very short exposure times. For example, chest radiographs are taken with exposure times of 50 ms or less, to minimize the effect of cardiac motion and to produce a sharp image of the cardiac border.

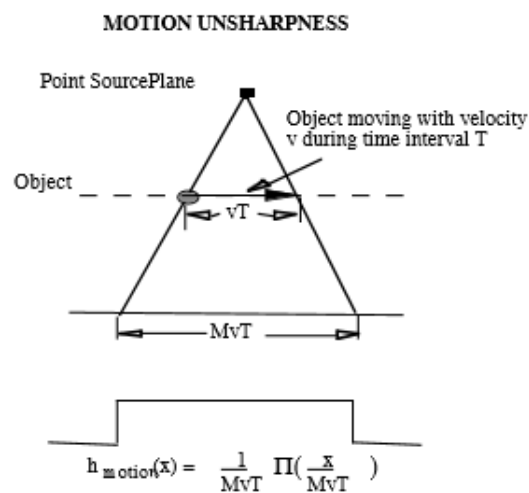


Figure 7 - Motion unsharpness is the loss of detail due to motion of the source, detector or the object. For uniform velocity, the motion can be characterized by a spread function as shown in this figure.

Film-Screen Unsharpness

Unsharpness is also caused by light diffusion in the intensifying screen. When x-rays are absorbed at depth in the intensifying screen, the light diffuses, contributing to unsharpness. A thicker screen will allow more light diffusion and therefore will contribute more to unsharpness. The resolution varies from 6-9 lp/mm for images made with fast (i.e. thick) screens to 10-15 lp/mm for images obtained with detail screens under laboratory conditions. The resolution is much poorer (2-4

lp/mm) for fluoroscopic images obtained using an image intensifier. The light diffusion, and therefore the degree of screen unsharpness, can be limited in detail screens by tinting the phosphor layer of the intensifying screen.

Following the arguments presented by Macovski and referring to Figure 8 we will calculate the exposure to the film emulsion by light photons emitted by the intensifying screen. Assume that a x-ray photon is absorbed at a distance x within an intensifying screen. We will establish a coordinate system with an origin placed at the site of interaction. Let r be the perpendicular distance along the plane of the film emulsion from the point of light measurement to the x-ray interaction site, and let d be the thickness of the intensifying screen.

Film exposure is proportional to the integrated fluence (i.e. number of photons per unit area) of light photons reaching the emulsion. At $r = 0$, that is at the position directly in line with the interaction site, the fluence depends only on the depth of interaction x . Because the light photons are assumed to be isotropically radiated, the screen response at $r = 0$ follows an inverse square law

$$h(0, x) = \frac{k}{x^2} \quad (13)$$

where k is a constant of proportionality that relates the generation and propagation of light in the intensifying screen following the absorption of the x-ray photon. At a distance “ r ” from the origin, the light fluence falls off due to an inverse square law, and also is modulated by a cosine term due to the obliquity with which the light photons strike the film emulsion. Therefore,

$$h(r, x) = k \left(\frac{1}{r^2 + x^2} \right) \cos(\theta) = k \frac{x}{(r^2 + x^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (14)$$

We assume that this system is space invariant so that the frequency response of the system is given by the Fourier transform of the pointspread function $h(r)$. We can determine its spatial frequency behavior in polar coordinates for a function having circular symmetry using the Hankel transform H .

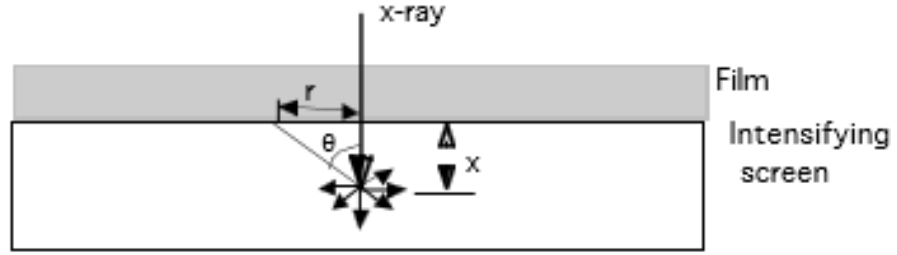


Figure 8 - An x-ray photon is absorbed at a depth x in an intensifying screen. Light is emitted by the phosphor at an angle q and interacts with the film at a distance r from the path of the x-ray photon

Bracewell shows that

$$H \left[\frac{1}{a^2 + r^2} \right]^{3/2} = \frac{2\pi e^{-2\pi x \rho}}{x} \quad (15)$$

which can be applied to equation 14 yielding,

$$H_0(\rho, x) = H\{h(r, x)\} = 2\pi \int_0^\infty \frac{kx}{(\sqrt{r^2 + x^2})} J_0(2\pi \rho r) r dr = \frac{2\pi e^{-2\pi x \rho}}{x} \quad (16)$$

where J_0 is the Bessel function of the zeroth order.

For convenience, we will normalize the frequency response to give unit response at a spatial frequency of $\rho = 0$,

$$H^*(\rho, x) = \frac{H_0(\rho, x)}{H_0(0, x)} = e^{-2\pi x \rho} \quad (17)$$

The function $H^*(\rho, x)$ gives the average frequency response per photon interacting at a depth x in the intensifying screen. When a beam of photons interacts with the intensifying screen, we must calculate the response due to all photons interacting with the screen, regardless of depth. If we assume that $p_d(x)$ is the fraction of all incident photons interacting per unit thickness at a depth x in the intensifying screen (i.e. the probability density function), then the average transfer function for this beam of interacting x-rays is

$$H(\rho) = \int_0^\infty H^*(\rho, x) p_d(x) dx = \int_0^\infty e^{-2\pi x \rho} p_d(x) dx \quad (18)$$

To determine $p_d(x)$, we observe that the fractional number of photons transmitted through a distance x of an infinitely thick intensifying screen is $e^{-\mu x}$ so that the fraction of photons removed up to a distance x is

$$P(x) = 1 - e^{-\mu x} \quad (19)$$

The probability density function is the rate at which the photons are removed per unit length in the intensifying screen

$$p_d(x) = \frac{d}{dx} [P_d(x)] = \mu e^{-\mu x} \quad (20)$$

However, equation 20 applies only to the unrealistic case of an infinitely thick intensifying screen. For an intensifying screen of finite thickness d , the fraction of photons removed up to a distance x is

$$\begin{aligned} P'(x) &= \frac{\text{probability of photon interaction up to distance } x}{\text{probability of photon interaction in screen of thickness } d} \\ &= \frac{1 - e^{-\mu x}}{1 - e^{-\mu d}} \end{aligned} \quad (21)$$

where the expression above has been normalized with using the number of photons absorbed in the screen so that $P'_d(x)$ represents the fraction of absorbed photons up to the distance x . The probability density function $p_d(x)$ for an intensifying screen of finite thickness d therefore is

$$p_d(x) = \frac{d}{dx} [P'_d(x)] = \frac{\mu e^{-\mu x}}{1 - e^{-\mu d}} \quad (22)$$

Therefore, from equation 18

$$\begin{aligned} H(\rho) &= \int_0^\infty H^*(\rho, x) p_d(x) dx = \frac{\mu}{1 - e^{-\mu d}} \int_0^d e^{-2\pi x \rho} e^{-\mu x} dx \\ &= \frac{\mu}{(2\pi \rho + \mu)(1 - e^{-\mu d})} [1 - e^{-d(2\pi \rho + \mu)}] \end{aligned} \quad (23)$$

Note that as ρ approaches 0 then $H(\rho)$ approaches unity as expected. For high spatial frequencies (where ρ is large), we know that $e^{-d(2\pi \rho + \mu)} \approx 0$ and $2\pi \rho \gg \mu$, so we have

$$H(\rho) \approx \frac{\mu}{(2\pi \rho)(1 - e^{-\mu d})} \quad (24)$$

The transfer function $H(\rho)$ of the intensifying screen in (24) therefore gives the system frequency response as we approach a high frequency limit. For best spatial resolution we obviously want the value of $H(\rho)$ to be as large (i.e. close to 1) as possible at higher frequencies. In this regard, equation 24 shows there is a trade-

off between screen thickness and spatial resolution. However, increasing the screen thickness d decreases $H(\rho)$, reducing high frequency response. Alternatively, decreasing the screen thickness d increases the system response $H(\rho)$, increasing spatial resolution while requiring increased radiation dose. With this trade-off in mind, it is important to choose phosphor materials with the highest possible efficiency (i.e. large values of μ), so that the radiation dose can be minimized while increasing $H(\rho)$ to maximize signal amplitudes.

Digital image resolution

We have represented an image $g(x,y)$ as the convolution between the object transmission $f(x,y)$ and the point-spread function $h(x,y)$ of the imaging system,

$$g(x, y) = f\left(\frac{x}{M}, \frac{y}{M}\right) \otimes \otimes h\left(\frac{-x}{M-1}, \frac{-y}{M-1}\right) \quad (25)$$

object and the point spread function are corrected for magnification M when projected onto the plane of the image detector. The object term may contain blurring due to motion or other contributors to motion unsharpness, although these factors will be ignored in this discussion. Our goal here is to represent the digital image mathematically in terms of the analog image $g(x,y)$, and to evaluate the frequency characteristics of the digitized signal.

A two-step process can represent digitization, we first sample the analog image, then "pixellate" the sampled image data. When we sample the image, we select regularly spaced values from the analog values that we assign to the rectangular pixels during the pixellation process. Mathematically, in one dimension, let $g(x)$ represent the analog image from which we wish to generate the digital image with a pixel spacing of a . Sampling is done by multiplication of the image $g(x)$ by the comb function $III(x/a)$ and pixellation is done by convolving the sampled data with a box function $II(x/a)$

$$g_{dig}(x) = \left[g(x) III\left(\frac{x}{a}\right) \right] \otimes II\left(\frac{x}{a}\right) \quad (26)$$

where the width (a) of the box function (pixel dimension) is selected to match the sample spacing (Figure 9).

Intuitively, we suffer a loss of spatial resolution if pixel dimensions are large compared to details we wish to preserve in the image. The sampling process also can introduce aliasing (i.e. a false frequency signal) if the sampling frequency does not satisfy Shannon's theorem (i.e. the sampling frequency must be twice the highest spatial frequency in the image).

Several effects of the digitization process are best seen using the frequency domain representation of equation 25

$$G_{dig}(u) = a^2[G(u)] \otimes III(au)\text{sinc}(au) \quad (27)$$

In this equation, we see that in the frequency domain the digitization process is begun by convolving the Fourier transform $G(u)$ of the image function with the comb function $III(au)$. Since the comb function is the sum of an infinite number of regularly spaced delta functions, this convolution replicates $G(u)$ at equally spaced intervals $\Delta u = 1/a$ on the spatial frequency axis. The replicates of $G(u)$ are further modified by multiplication by the sinc function. This serves to suppress the amplitude of the sampled function $[g(x) III(x/a)]$ at higher spatial frequencies since the magnitude of the sinc function decreases with increasing spatial frequency. This reflects the loss of detail associated with convolution width of the box function in (25).

The replication term $[G(u) \otimes III(au)]$ suggests the possibility of aliasing in the sampled function $[g(x) III(x/a)]$. In particular, if adjacent replicates of $G(u)$ overlap in the frequency domain, then aliasing occurs (Figure 10). As can be seen in Figure 10, if the highest spatial frequency in the analog image is u_{obj} [lp/distance] and the sampling frequency is u_{samp} [samples/distance], then if $u_{samp} < 2u_{obj}$, then $G(u)$ is aliased. This shows up as the overlapping of the replicates in the frequency interval from $u_{samp} - u_{obj}$ up to the maximum frequency of $u_{obj}/2$. This figure illustrates that the frequency of the aliased signal equals the sampling frequency (u_{samp}) minus the presampled frequency (u_{obj}).

Image Digitization

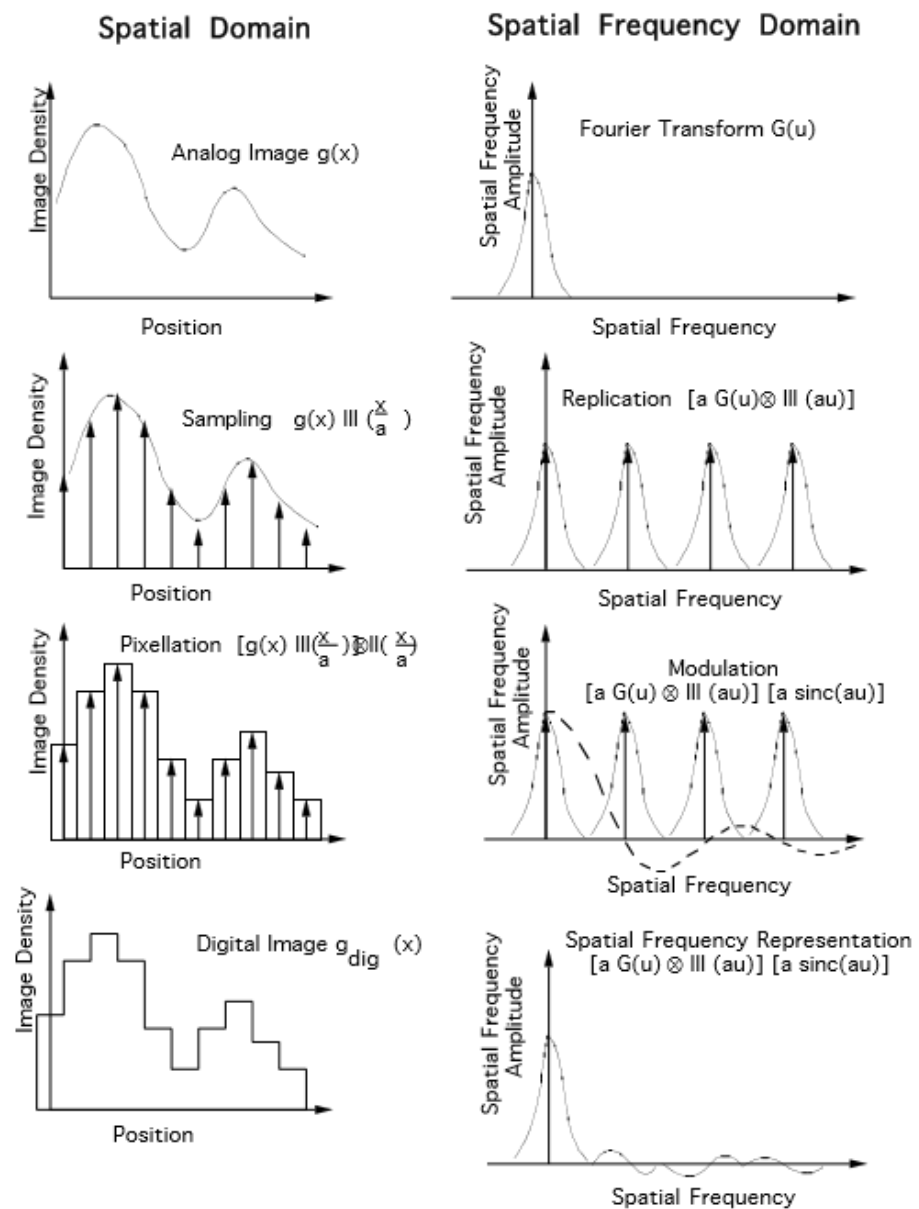


Figure 9 - The process of image digitization begins with sampling of an analog image followed by pixellation. This process is illustrated in both spatial and spatial frequency domains.

Aliasing Due to Incomplete Digital Sampling

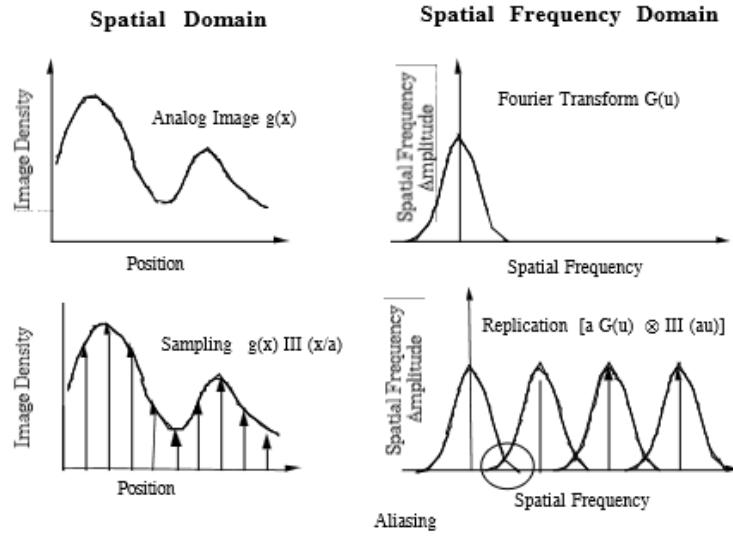


Figure 10 - Aliasing is due to undersampling of an analog signal during digitization. This introduces false information in the spatial frequency domain.

We can prevent aliasing by smoothing (or "band-limiting") an analog signal $g(x)$ before sampling if the maximum frequency in the smoothed image is less than $1/2$ the sampling frequency (Figure 6-10). Mathematically, if smoothing is performed by convolving the analog image $g(x)$ with a low-pass kernel $b_{lp}(x)$, the digitized image can be expressed as

$$g_{dig}(x) = \left\{ [g(x) \otimes b_{lp}(x)] III \left(\frac{x}{a} \right) \right\} \otimes II \left(\frac{x}{a} \right) \quad (28)$$

which in the spatial frequency domain is equivalent to

$$G_{dig}(u) = a^2 \{ [G(u) B_{lp}(u)] \otimes III(au) \} sinc(au) \quad (29)$$

where $B_{lp}(u)$ is the Fourier transform of the smoothing or blurring function $b_{lp}(x)$. The blurring process has two important advantages. First, it can improve the signal-to-noise ratio of the digitized image by removing high spatial frequency components that often are dominated by noise. Second, blurring can reduce or eliminate aliasing (Figure 11). Of course, the function $b_{lp}(x)$ must be chosen carefully to reduce aliasing and improve the signal-to-noise ratio of the digitized image, without unacceptable loss of spatial resolution.

Aliasing and Band Limiting (Smoothing) the Image In the Spatial Frequency Domain

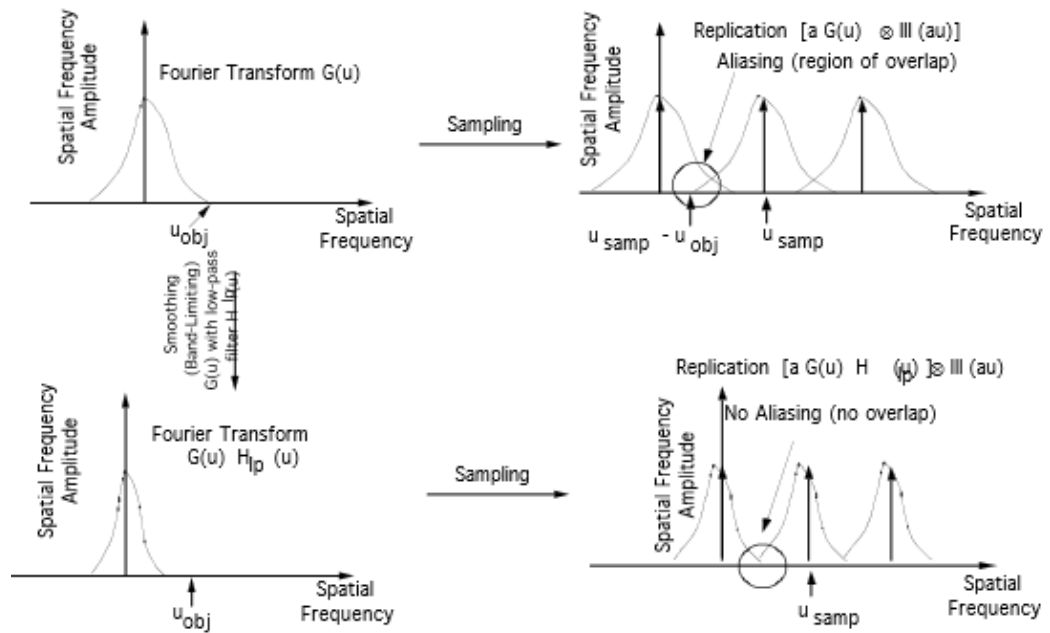


Figure 11 - Aliasing can be removed by smoothing or band-limiting the analog signal prior to sampling. This removes regions of replicate overlap in the spatial frequency domain of the sampled signal.