

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ НАУКИ
ИНСТИТУТ КРИСТАЛЛОГРАФИИ им. А.В. ШУБНИКОВА
РОССИЙСКОЙ АКАДЕМИИ НАУК

УДК 539.24
№ госрегистрации 114120870180
Инв. № 14.616.21.0005/2014/1



ОТЧЕТ
О НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Развитие методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для
времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных
и лабораторных источников

по теме:

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ
(промежуточный)

Этап № 2

ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-тех-
нологического комплекса России на 2014 - 2020 годы»

Соглашение о предоставлении субсидии от 17 сентября 2014 г. № 14.616.21.0005

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

подпись, дата

В. Е. Асадчиков

Москва 2015

СПИСОК ОСНОВНЫХ ИСПОЛНИТЕЛЕЙ

работы (проекта) по гранту, Соглашение № 14.616.21.0005 от 17 сентября 2014 г., на выполнение научных исследований для государственных нужд

Организация-Исполнитель: Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова Российской академии наук

Руководитель темы:

зав. лаб., д. ф-м. н.,
Профессор



подпись, дата

Асадчиков В. Е.
(разделы 1.1-1.3,5-8)

Исполнители темы:

с.н.с., к. ф-м. н.



подпись, дата

Благов А. Е.
(разделы 3.1-3.4, 5-8)

зав. лаб., д. ф-м. н.



подпись, дата

Писаревский Ю. В.
(разделы 3.1-3.3,5-8)

н.с., к.ф.-м.н.,



подпись, дата

Бузмаков А.В.
(разделы 2,4,5-8)

н.с., к.ф.-м.н.,



подпись, дата

Просеков П. А.
(разделы 3.1-3.4)

н.с., к.ф.-м.н.



подпись, дата

Таргонский А. В.
(разделы 3.1-3.4)

н.с., к.ф.-м.н.



подпись, дата

Марченков Н. В.
(разделы 3.1-3.4)

н.с., к. ф-м. н.,



подпись, дата

Рощин Б.С.
(раздел 5)

с.н.с., к. ф-м. н.



 подпись, дата
Золотов Д.А.
(разделы 1.1-1.3)

н.с., к. ф-м. н.



 подпись, дата
Серегин А.Ю.
(разделы 3.1-3.3)

нормоконтроллер



 подпись, дата

У.П.Скворцова

Реферат

Отчет 83 стр., 1 ч., 8 глав, 27 рис., 1 табл., 39 источн., 0 прил.

РЕНТГЕНОВСКАЯ ТОМОГРАФИЯ, СВЕРХБЫСТРЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ, МЕТОДЫ И АППАРАТУРА РЕНТГЕНОВСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ В РЕАЛЬНОМ ВРЕМЕНИ, МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ, ДЕТЕКТОРЫ ИЗЛУЧЕНИЙ, РЕНТГЕНОАКУСТИЧЕСКИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ, СТРОБОСКОПИЯ.

В отчете представлены результаты исследований, выполненных по 2 этапу Соглашения № 14.616.21.0005 о предоставлении гранта в форме субсидии, по теме "Развитие методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных и лабораторных источников" (шифр заявки "2014-14-588-0001-026") от 17 сентября 2014 г. по научному направлению "Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014 - 2020 годы" в рамках мероприятия 2.2 «Поддержка исследований в рамках сотрудничества с государствами — членами Европейского союза». Тип финансирования «616 Мер.2.2. Поддержка исследований в рамках сотрудничества со странами Европейского союза физическими и юридическими лицами». Лот №2014-14-588-0001.

Объект исследований

Рентгеновские методы визуализации пространственной неоднородности объемной структуры твердого тела.

Цель работы

Разработка технических инструментов, процедур и компонентов, требующихся для создания высокоскоростных и саморегулируемых систем для получения рентгеновских трёхмерных изображений на специализированных рентгеновских станциях и установках.

Создание научного задела в области быстрого управления рентгеновскими и синхротронными пучками для обеспечения временного и пространственного разрешения в экспериментах дифракционной топографии и томографии, с применением рентгеновской акустооптики.

Предоставление научно-исследовательским организациям новых и эффективных методов и средств проведения исследований пространственной структуры объектов.

Методы исследования и аппаратура

- 1 На основе проведенного анализа существующих рентгеновских детекторов с учетом требований по быстродействию и разрешению была произведена разработка детекторов двух конструкций – на основе CMOS-сенсора с использованием сцинтиллятора и CCD-сенсора прямого преобразования фотонов. Созданная оптическая система в совокупности с разрабатываемым быстрым рентгеновским детектором позволили провести лабораторные томографические исследования с параметрами, удовлетворяющими техническому заданию.
- 2 Проведен анализ существующих вариантов реализации параллельных вычислительных процессов сборки и обработки данных. Определены наиболее скоростные решения и выяснено, что наиболее подходящими вариантом реализации для выполнения настоящего проекта является решение, основанное на использовании графических процессоров, которые обла-

дают высоким быстродействием и все чаще, наряду с обработкой графического ядра в разнообразных компьютерных программах, применяются для научных целей.

- 3 Разработаны рентгенооптические схемы обеспечивающие проведение томографических экспериментов с использованием адаптивных рентгеноакустических элементов. Предложены две удобные и эффективные схемы реализации.
- 4 Проведены численные расчеты размеров рентгеноакустических элементов, которые будут обеспечивать требуемые характеристики перестройки параметров рентгеновского пучка в томографических экспериментах со стробоскопическим трактом.
- 5 В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств проведены испытания макета микротомографа-дифрактометра. Полученные результаты показали, что макет удовлетворяющим требованиям технического задания.

Полученные результаты

На основе проведенного анализа существующих рентгеновских детекторов с учетом требований по быстродействию и разрешению была произведена разработка детекторов двух конструкций – на основе CMOS-сенсора с использованием сцинтиллятора и CCD-сенсора прямого преобразования фотонов. Созданная оптическая система в совокупности с разрабатываемым быстрым рентгеновским детектором позволили провести лабораторные томографические исследования с параметрами, удовлетворяющими техническому заданию.

Для обеспечения обработки данных получаемых на разрабатываемом микротомографе, был проведен анализ существующих вариантов реализации параллельных вычислительных процессов сборки и обработки данных. Определены наиболее скоростные решения и выяснено, что наиболее подходящими вариантом реализации для выполнения настоящего проекта является решение,

основанное на использовании графических процессоров, которые обладают высоким быстродействием и все чаще, наряду с обработкой графического ядра в разнообразных компьютерных программах, применяются для научных целей.

Их применение требует разработки структуры программного обеспечения, которая позволила бы использовать высокопроизводительные GPU-процессоры в обработке данных. Проведенные работы и сделанные оценки позволяют утверждать, что на основе коммерчески доступных решений можно создать систему, которая позволяет эффективно обрабатывать поток топографических данных со скоростью, позволяющей проводить анализ в режиме реального времени, что представляется чрезвычайно удобным для настройки и проведения экспериментов.

Разработаны рентгенооптические схемы проведения экспериментов с использованием как статических рентгенооптических элементов, так и адаптивных элементов на основе рентгеноакустических резонаторов. Предложены две удобные и эффективные схемы. В первом случае адаптивный элемент располагается после образца и выполняет функции анализатора дифрагированного образцом пучка. Во втором случае адаптивный элемент располагается перед исследуемым объектом и позволяет проводить сканирование образца в некотором пространственном интервале.

Для реализации схем изготовлены рентгенооптические элементы отвечающие требованиям технического задания. Проведены расчеты оптимальных размеров рентгеновской акустооптики и выработаны условия практического применения разработанного комплекса.

В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств проведены испытания макета микротомографа-дифрактометра. Полученные результаты показали, что макет удовлетворяющим требованиям технического задания.

СОДЕРЖАНИЕ

Определения, обозначения и сокращения	10
ВВЕДЕНИЕ.....	11
ГЛАВА 1. РАЗРАБОТКА БЫСТРОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ДЕТЕКТОРА.	14
1.1 <i>Обзор существующих рентгеновских детекторов.....</i>	14
1.2 <i>Выбор высокоскоростной CMOS-камеры.....</i>	16
1.3 <i>Выбор детектора прямого преобразования фотонов.....</i>	26
1.4 <i>Оценка подходящей конструкции оптической системы.....</i>	29
<i>ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 1.....</i>	32
ГЛАВА 2. СОЗДАНИЕ ЭФФЕКТИВНОЙ ПАРАЛЛЕЛЬНОЙ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ СБОРА И ОБРАБОТКИ ДАННЫХ	33
2.1 <i>Исследование существующих реализаций вычислительных систем и описание требований к их структуре.</i>	33
2.2 <i>Проектирование структуры программного обеспечения, сборка вычислительной платформы с использованием GPU.....</i>	36
<i>ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 2.....</i>	38
ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА РЕНТГЕНООПТИЧЕСКИХ СХЕМ.....	39
3.1. Расчет параметров рентгенооптических схем и статической оптики	39
3.2. Изготовление рентгеновской оптики (монохроматоры, анализаторы).....	46

	8
3.3. Расчет параметров рентгеновской акустооптики.....	51
3.4. Выработка условий для практического применения системы	56
ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 3	58
ГЛАВА 4. ИСПЫТАНИЯ РАНЕЕ СОЗДАНЫХ МАКЕТОВ.	59
ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 4.....	64
ГЛАВА 5. РАЗРАБОТКА И ДОРАБОТКА УЗЛОВ МАКЕТА РЕНТГЕНОВСКОГО МИКРОТОМОГРАФА-ДИФРАКТОМЕТРА.....	65
ГЛАВА 6. ПОДВЕДЕНИЕ ИТОГОВ ЭТАПА НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	66
ГЛАВА 7. РАЗРАБОТКА ПРОМЕЖУТОЧНОГО ОТЧЕТА О НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЯХ.....	67
ГЛАВА 8. РАЗРАБОТКА ОТЧЕТНОЙ ДОКУМЕНТАЦИИ В СООТВЕТСТВИИ С ТРЕБОВАНИЯМИ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗАДАНИЯ И НОРМАТИВНЫХ АКТОВ МИНОБРНАУКИ РОССИИ.....	68
ГЛАВА 9. РАБОТЫ, ВЫПОЛНЕННЫЕ ИНОСТРАННЫМ ПАРТНЁРОМ. РАЗРАБОТКА СМЕНЩИКА ОБРАЗЦОВ, РАБОЧЕГО ОКРУЖЕНИЯ И МАНИПУЛЯТОРОВ.....	69
<i>9.1. Выбор двигателей, контроллеров и вспомогательных компонентов, проектирование механических узлов, конструирование узлов, программирование сервера устройств, создание управляющей информационной инфраструктуры, тестирование, ввод в эксплуатацию, развитие системы детектора, разработка и производство оптики детектора, программирование сервера камеры.</i>	<i>69</i>
ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 9.....	75

ЗАКЛЮЧЕНИЕ 77

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ 80

Определения, обозначения и сокращения

№	Сокращение	Полное название
1	КДО	Кривая дифракционного отражения
2	Угл. с	Угловая секунда
3	УЗ	Ультразвук
4	СРВ	Стойкие рентгеновские волны
5	ПВО	Полное внешнее отражение
6	РИ	Рентгеновское излучение
7	ЖР	Жесткое рентгеновское излучение
8	МР	Мягкое рентгеновское излучение
9	ЭУФ	Экстремальный ультрафиолет
10	ПВО	Полное внешнее отражение
11	РР	Рентгеновское рассеяние
12	АСМ	Атомно-силовая микроскопия
13	PSD	Функция спектральной плотности мощности высот шероховатостей (Power spectral density)

ВВЕДЕНИЕ

Перечень ключевых слов: Рентгеновская томография, сверхбыстрые рентгеновские исследования, методы и аппаратура рентгеновских исследований в реальном времени, математические методы обработки, детекторы излучений, рентгено-акустические взаимодействия, стробоскопия.

Цель работы

Разработка технических инструментов, процедур и компонентов, требующихся для создания высокоскоростных и саморегулируемых систем для получения рентгеновских трёхмерных изображений на специализированных рентгеновских станциях и установках.

Создание научного задела в области быстрого управления рентгеновскими и синхротронными пучками для обеспечения временного и пространственного разрешения в экспериментах дифракционной топографии и томографии, с применением рентгеновской акустооптики.

Предоставление научно-исследовательским организациям новых и эффективных методов и средств проведения исследований пространственной структуры объектов.

Место и роль работ отчетного этапа в выполнении проекта в целом

Проведённые на данном этапе теоретические и экспериментальные исследования позволили выработать условия практической реализации разработанных схем в условиях синхротронных станций и лабораторий.

Целью данного этапа научных исследований являлось проведение теоретических и экспериментальных исследований посвященных развитию методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных и лабораторных источников, а также исследование перспективных материалов для создания элементов рентгеновской оптики. На основе проведённых исследований проведена доработка и испытания разработанного ранее микротомографа-дифрактометра. Созданная эффективная параллельная вычислительная система для

сбора и обработки данных в совокупности с разрабатываемым быстрым рентгеновским детектором позволили провести лабораторные томографические исследования с параметрами, удовлетворяющими техническому заданию.

Проведена разработка рентгенооптических схем с использованием статических и адаптивных рентгенооптических элементов. Предложены две эффективные схемы, позволяющие реализовать немеханическое управление параметрами рентгеновского пучка непосредственно в процессе томографического эксперимента. Проведены численные расчеты рентгеноакустических элементов и определены основные параметры, резонаторов: размеры и ориентации. Изготовлены рентгенооптические элементы на основе кристаллов кремния и германия. Выработаны условия практической реализации разработанных схем в условиях синхротронных станций и лабораторий.

В соответствии с условием Соглашения на втором этапе работ Получателем субсидии выполнены следующие работы, обозначенные в Плане-графике:

2.1. Разработка быстрого рентгеновского детектора:

- Выбор высокоскоростной CMOS-камеры
- Выбор детектора прямого преобразования фотонов;
- Оценка подходящей конструкции оптической системы.

2.2. Создание эффективной параллельной вычислительной системы для сбора и обработки данных:

- Исследование существующих реализаций вычислительных систем и описание требований к их структуре;
- Проектирование структуры программного обеспечения, сборка вычислительной платформы с использованием GPU;

2.3. Разработка рентгенооптических схем;

- Расчет параметров рентгенооптических схем и статической оптики;
- Изготовление рентгеновской оптики (монохроматоры, анализаторы);
- Расчет параметров рентгеновской акустооптики;
- Выработка условий для практического применения системы.

2.4. Испытания ранее созданных макетов.

2.5. Разработка и доработка узлов макета рентгеновского микротомографа-дифрактометра.

2.6. Подведение итогов этапа ПНИ.

2.7. Разработка промежуточного отчета о ПНИ.

2.8. Разработка отчетной документации в соответствии с требованиями Технического задания и нормативных актов Минобрнауки России.

Перечень работ выполненных Иностранного партнером:

2.9. Разработка сменщика образцов, рабочего окружения и манипуляторов.

- выбор двигателей, контроллеров и вспомогательных компонентов;
- проектирование механических узлов;
- конструирование узлов;
- программирование сервера устройств;
- создание управляющей информационной инфраструктуры
- тестирование;
- ввод в эксплуатацию;
- развитие системы детектора.
- разработка и производство оптики детектора;
- программирование сервера камеры

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

ГЛАВА 1. РАЗРАБОТКА БЫСТРОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ДЕТЕКТОРА.

1.1 *Обзор существующих рентгеновских детекторов*

Изображающие рентгеновские методы, использующие синхротронное излучение и цифровые детекторы, развиваются и используются с начала 1990-ых годов. Для этих методов синхротронные источники предлагают квазипараллельный пучок, имеющий на порядки большую интенсивность, чем лабораторные источники. Частично когерентное излучение позволяет реализовать сложные контрастные методы. Однако для получения изображений с высоким разрешением необходимо выбрать оптимальный детектор, представляющий собой устройство для количественной регистрации зондирующего излучения. Детектор является одним из важнейших элементов любого рентгеновского микротомографа.

Из всего разнообразия существующих рентгеновских детекторов только некоторые распространены в рентгеновской томографии и имиджинге:

- Ионизационные камеры, заполненные газовой смесью под высоким давлением [[1]], [[2]]. Хотя эти детекторы и имеют высокую точность регистрации интенсивности излучения, но их пространственного разрешения порядка 100-200 мкм недостаточно для их применения в микротомографии;
- Сцинтилляционные детекторы на основе кристаллов солей или керамических материалов [[3]]. Эти детекторы нашли широчайшее применение в медицинских томографах Siemens SOMATOM и разработках Toshiba medical systems. В настоящее время лучшие экземпляры этих детекторов позволяют получать изображение 912 на 256 пикселей с разрешением до 0.5 мм;
- Image plate детекторы. Эти детекторы можно назвать потомками рентгеновской плёнки. Они основаны на технологии восстанавливаемого в

ультрафиолете фоторезиста. Эти детекторы отличаются чрезвычайно низкими шумами считывания при огромном (до 17 бит) динамическом диапазоне чувствительности [[4]] В настоящее время пластины Image plate детекторов достигают размера 400×400 мм. Изображение с такой пластины может быть считано за 50 секунд с пространственным разрешением 100 мкм [[5]]

- Детекторы на базе CCD-матриц [[6]], [[7]], [[8]]. Этот класс рентгеновских детекторов в настоящее время занимает лидирующие позиции в производстве рентгеновских микротомографов. CCD-матрица представляет собой сформированную в полупроводнике двумерную структуру потенциальных ям или ячеек. Такая структура накапливает в себе электроны, образующиеся в результате поглощения рентгеновского фотона веществом. Коммерчески доступные детекторы [[9]], [[10]] позволяют достичь разрешения 9 мкм при поле зрения до 20 на 20 мм. Основным минусом данных детекторов является то, что рентгеновский фотон напрямую взаимодействует с полупроводниковой структурой, что приводит к её разрушению и скорой деградации матрицы. Для устранения этого эффекта используется преобразование рентгеновского кванта в видимые кванты при помощи сцинтиллятора. Коммерчески доступные сцинтилляторы имеют разрешение порядка 60-80 мкм. Одним из лучших детекторов, построенных по этому принципу, является детектор на станции ID-22 ESRF. В качестве сцинтиллятора выбран кристалл $\text{Lu}_3\text{Al}_{4.4}\text{Sc}_{0.6}\text{O}_{12}$ (LAG), допированный тербием или европием и выращенный на подложке $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ (YAG) [[11]]. Использование этих кристаллов, в сочетании с высококачественной оптической системой и CCD-матрицей позволило достичь разрешения 2 мкм при поле зрения 4 на 4 мм. Другими преимуществами CCD детекторов являются высокая скорость считывания сигнала (от 0.3 до 3 сек на кадр) при отсутствии необходимости в дополнительной оцифровке сигнала. Мы использовали в своей работе CCD детектор прямого счёта “Тильт” производства

ФИАН [[12]], позволяющий достичь разрешения 13 мкм при поле зрения 25 на 25 мм.

Приведённый выше обзор показывает, что современные детекторы позволяют проводить микротомографические исследования с разрешением до нескольких микрон без использования увеличивающих рентгенооптических элементов.

1.2 Выбор высокоскоростной CMOS-камеры

Основным элементом любого рентгеновского детектора является светочувствительный сенсор. Он преобразует падающее электромагнитное излучение в электрические сигналы, используемые для дальнейшей обработки с помощью электронных схем. Известно, что свет можно рассматривать как поток элементарных частиц — фотонов. Фотоны, попадая на поверхность некоторых полупроводниковых материалов, способны приводить к образованию электронов и дырок. Процесс генерации электронно-дырочных пар под воздействием света возможен только в том случае, когда энергии фотона достаточно, чтобы «оторвать» электрон от «родного» ядра и перевести его в зону проводимости. Энергия фотона напрямую связана с длиной волны падающего света, то есть зависит от так называемого цвета излучения. В видимом диапазоне излучения энергии фотонов оказывается достаточно для того, чтобы породить генерацию электронно-дырочных пар в таких полупроводниковых материалах, как, например, кремний.

Поскольку количество образующихся фотоэлектронов прямо пропорционально интенсивности светового потока, появляется возможность математически связывать количество падающего света с величиной порождаемого им заряда. Именно на этом простом физическом явлении и основан принцип действия светочувствительных сенсоров. Сенсор выполняет пять основных операций: поглощает фотоны, преобразует их в заряд, накапливает его, передает

и преобразует в напряжение. В зависимости от технологии изготовления различные сенсоры осуществляют задачи хранения и накопления фотоэлектронов по-разному. Кроме того, могут использоваться различные методы преобразования накопленных электронов в электрическое напряжение (аналоговый сигнал), которое, в свою очередь, преобразуется в цифровой сигнал.

Наиболее интересным типом сенсора является так называемый КМОП-сенсор (КМОП — комплементарный металл-оксид-полупроводник; в англоязычной терминологии — CMOS).

Внутренняя архитектура CMOS-сенсоров может быть различной. Независимо от типа фоточувствительного элемента неизменным остается принцип разделения дырок и электронов, получаемых в процессе фотогенерации. Рассмотрим наиболее простой тип фотодиода, на примере которого легко понять принцип действия всех фотоэлементов.

Простейший фотодиод представляет собой контакт полупроводников *n*- и *p*-типов. На границе контакта этих полупроводников образуется обедненная носителями заряда область, то есть слой без дырок и электронов. Такая область формируется в результате диффузии основных носителей зарядов во взаимно противоположных направлениях. Дырки движутся из *p*-полупроводника (то есть из области, где их находится в избытке) в *n*-полупроводник (то есть в область, где их концентрация мала), а электроны движутся в противоположном направлении, то есть из *n*-полупроводника в *p*-полупроводник. В результате такой рекомбинации дырки и электроны исчезают, и создается обедненная область. Кроме того, на границах обедненной области оголяются ионы примеси, причем в *n*-области ионы примеси имеют положительный заряд, а в *p*-области — отрицательный. Эти заряды, распределенные по границе обедненной области, образуют электрическое поле, подобное тому, что создается в плоском конденсаторе, состоящем из двух пластин. Именно это поле выполняет функцию пространственного разделения дырок и электронов, образующихся в процессе фотогенерации. Наличие такого локального поля (его также называют

потенциальным барьером) является принципиальным моментом в любом фоточувствительном сенсоре (не только в фотодиоде).

Предположим, что фотодиод освещается светом, причем свет падает на n -полупроводник, а p - n -переход перпендикулярен лучам света (**рисунок 1.1**). Фотоэлектроны и фотодырки будут диффундировать вглубь кристалла, и некоторая их доля, не успевшая рекомбинировать, достигнет поверхности p - n -перехода. Однако для электронов существующее электрическое поле является непреодолимым препятствием — потенциальным барьером, поэтому электроны не смогут преодолеть p - n -переход. Дырки же, напротив, ускоряются электрическим полем и проникают в p -область. В результате пространственного разделения дырок и электронов n -область заряжается отрицательно (избыток фотоэлектронов), а p -область — положительно (избыток фотодырок).

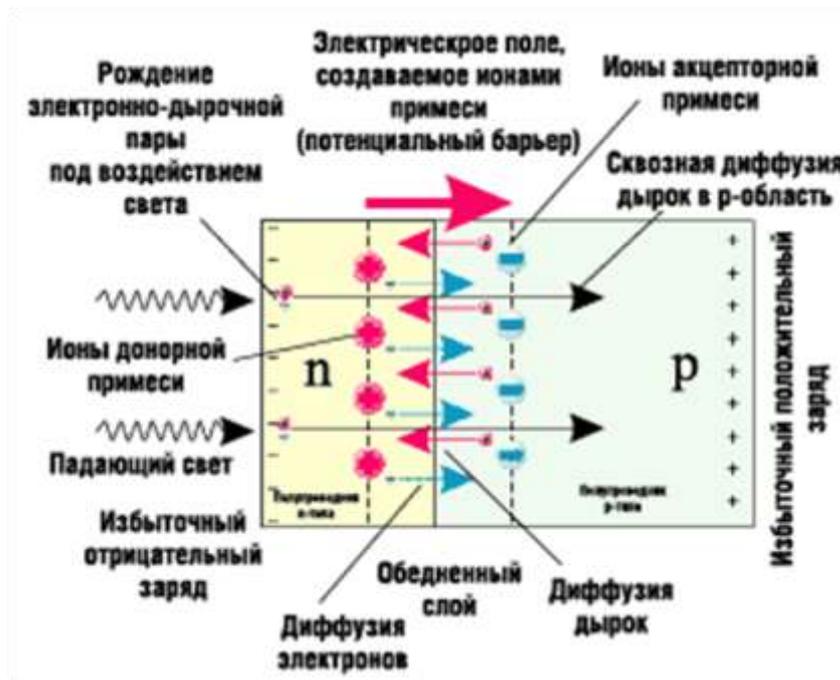


Рисунок 1.1. Принцип действия фотодиода

Основное отличие CMOS-сенсоров от CCD-сенсоров заключается не в способе накопления заряда, а в способе его дальнейшего переноса. Технология CMOS, в отличие от CCD, позволяет осуществлять большее количество операций прямо на кристалле, на котором расположена фоточувствительная матрица. Кроме высвобождения электронов и их передачи, CMOS-сенсоры могут

также обрабатывать изображения, выделять контуры изображения, уменьшать помехи и производить аналого-цифровые преобразования. Более того, имеется возможность создавать программируемые CMOS-сенсоры. Таким образом можно получить очень гибкое многофункциональное устройство.

Столь широкий набор функций, выполняемых одной микросхемой, — основное преимущество технологии CMOS над CCD. При этом сокращается количество необходимых внешних компонентов. Использование в цифровой камере CMOS-сенсора позволяет устанавливать на освободившееся место другие чипы — например, цифровые сигнальные процессоры (DSP) и аналого-цифровые преобразователи.

Бурное развитие CMOS-технологий началось в 1993 году, когда были созданы активные пиксельные сенсоры [[13]]. При этой технологии у каждого пиксела имеется свой считывающий транзисторный усилитель, что и позволяет преобразовывать заряд в напряжение непосредственно на пикселе. Кроме того, появилась возможность для произвольного доступа к каждому пикселу. Считывание заряда с активных пикселей CMOS-сенсора производится по параллельной схеме (**рисунок 1.2**), что позволяет считывать сигнал с каждого пиксела или с колонки пикселей напрямую. Произвольный доступ позволяет CMOS-сенсору считывать не только всю матрицу целиком, но и выборочные области (метод оконного считывания).

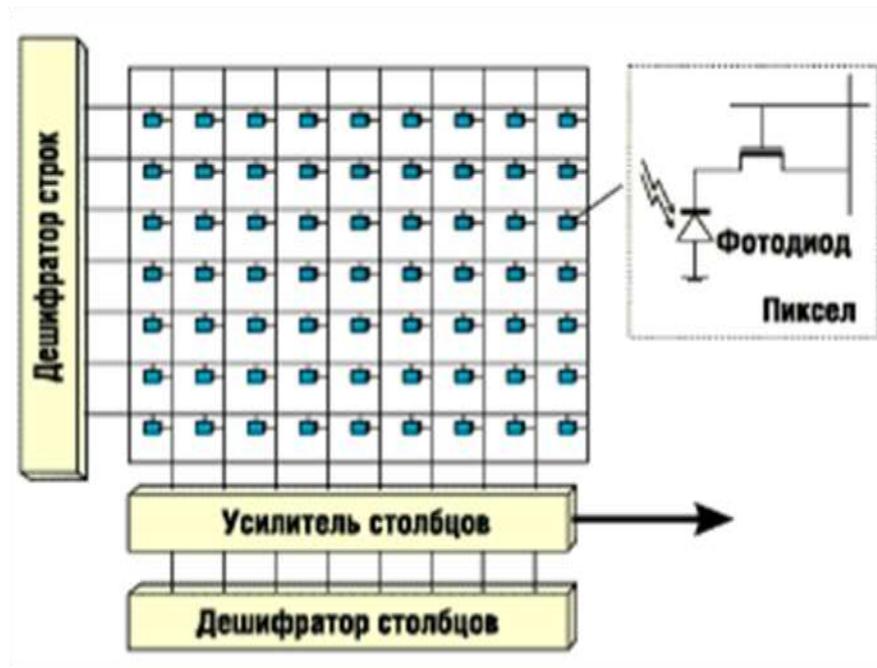


Рисунок 1.2. Структурная схема CMOS-матрицы

Методика рентгеновской микротомографии основана на прохождении рентгеновского излучения через исследуемые объекты и его поглощении сцинтилляционными покрытиями (рисунок 1.3), такими как оксисульфид гадолиния (Gd_2O_2S) или йодид цезия (CsI). Сцинтилляторы испускают фотоны в видимом диапазоне длин волн, генерирующие фотоэлектроны, собираемые и считываемые матрицей полупроводниковых фотоприемников. Для получения изображения массив из $M \times N$ пикселей, позволяющий преобразовывать заряд в напряжение непосредственно на пикселе, сканируется в параллельном/последовательном режиме, и полученный сигнал выводится на аналого-цифровой преобразователь (АЦП) для дальнейшего накопления и отображения информации.

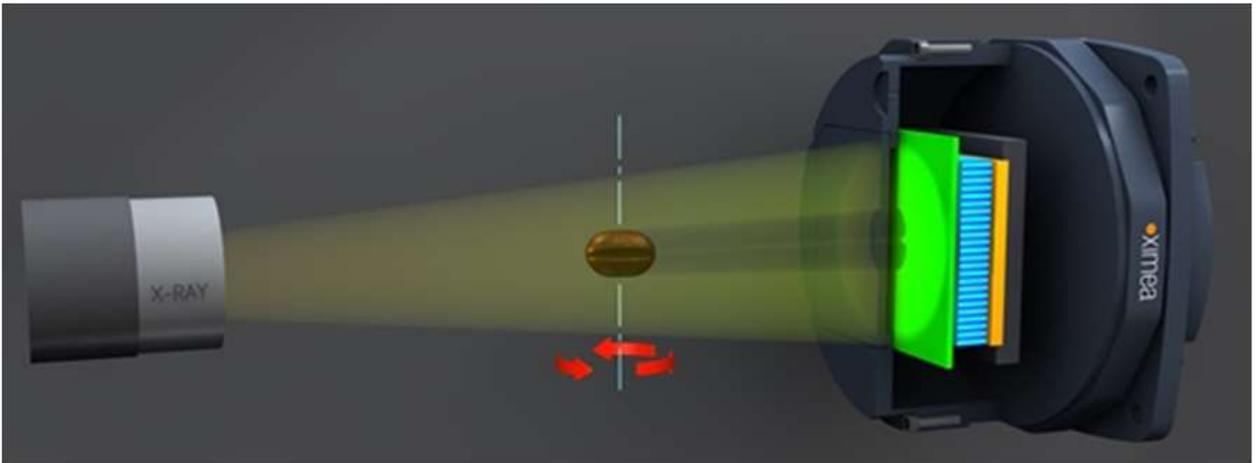


Рисунок 1.3. *Схема томографического эксперимента с использованием детектора с сцинтилляционным покрытием*

В большинстве случаев в рентгеновских системах не применяются оптические линзы, и разрешение определяется в первую очередь размером пятна источника рентгеновского излучения. За исключением рентгеновских систем, в которых применяются микрофокусные (в последнее время - нанофокусные) источники излучения, в большинстве применений размер пятна источника излучения превышает 50 мкм, в результате чего можно успешно применять фотодетекторы большой площади, к которым не предъявляются высокие требования к минимальному размеру шага пикселя.

Среди большого количества доступных на рынке детекторов для регистрации рентгеновского излучения в лабораторных условиях особого внимания заслуживают производимые фирмой XIMEA, которые активно применяются в конструкции современных коммерческих микротомографах [[14]]. Отличительными особенностями данных детекторов являются: сравнительно небольшие размеры (63x63x40мм); большой диапазон регистрации по энергии рентгеновского пучка (5-100 КэВ), благодаря применению в конструкции кристалла-сцинтиллятора; физический размер одного полного кадра (36x24) и другие характеристики, представленные в **Таблице 1**.

Таблица 1. Характеристики 11-Мегапиксельной охлаждаемой рентгеновской камеры с крупноформатным CCD-сенсором соединенным с рентгеновским сцинтиллятором волоконной оптикой.



формат изображения	4008 x 2672 пикселей,
размер пикселей	9x9 мкм
полный размер изображения	36x24 мм
оцифровка	14бит на пиксел
динамический диапазон	66дБ
отношение сигнал/шум	не менее 62дБ
скорость считывания	3.5 кадра/сек для полного формата, 14 кадров/сек для 4x4 бининга,
шум чтения	менее 10 электронов
уровень насыщения	60000 электронов
охлаждение сенсора	твердотельный охлаждающий элемент на эффекте Пельтье
точность стабилизации температуры сенсора	лучше 0.1°C
интерфейс соединения с компьютером	шестиконтактный IEEE1394 (включая питание камеры)
сцинтиллятор	Gd ₂ O ₂ S:Tb, 22 микрона толщиной
диапазон энергий рентгеновского пучка	5-100кэВ
соединение со сцинтиллятором:	радиационно устойчивая 1:1 волоконная оптика толщиной 5 мм
разрешение волоконной оптики	диаметр волокон 6 мкм
входное рентгенопрозрачное окно	полированный аморфный углерод
внешние размеры камеры	63x63x40мм, включая охлаждение, вентилятор и теплоотвод

Как было указано, методы рентгеновской микроскопии, использующие синхротронное излучение и цифровые детекторы, развиваются и используются с начала 1990-ых годов [[15]]. Для этих методов синхротронные источники предлагают квазипараллельный пучок, имеющий на порядки большую интенсивность, чем лабораторные источники. Частично когерентное излучение позволяет реализовать сложные контрастные методы.

Высокая плотность потока рентгеновского излучения, доступная на современных синхротронных источниках, позволяет уменьшить время экспозиции до микросекунд, особенно если использовать излучение широкого диапазона частот (длин волн). Используя CCD-детекторы можно сократить это время до 50 миллисекунд [[16]]. Для достижения очень высокой частоты кадров CCD-матрицы плохи, так как последовательная архитектура считывания порождает мертвые времена, когда время набора квантов короче времени считывания. Чтобы преодолеть эти ограничения и иметь возможность исследовать быстрые процессы длительностью несколько микросекунд, используются CMOS-детекторы. В работе [[17]] достигнута скорость считывания ненулевых сигналов на уровне 5000 кадров в секунду на фильтрованном белом пучке станции ID19 в ESRF с вигглером в качестве источника и плотностью потока более 10^{15} кв/с/мм². При использовании камеры с большим эффективным размером пиксела было получено 40000 изображений в секунду [[18]].

Получение высокоскоростных рентгеновских изображений требует чувствительных малошумящих типов детекторов. Цель заключается в разработке модульной системы рентгеновских детекторов, способной обеспечить решение от 1 до 50 мкм. Получение высокого пространственного разрешения возможно с помощью детектора рентгеновского излучения непрямого счета, где, как уже сказано выше, тонким сцинтилляционным экраном формируется изображение в видимом свете, который затем передается на детектор при помощи эффективной оптической системы. Для экспериментов, требующих широкого поля

зрения, нужны детекторы прямого преобразования фотонов, поскольку установленная квантовая эффективность детекторов непрямого счета на основе линз значительно сокращается при больших размерах эффективных пикселей.

Решающим фактором является тесная интеграция детектора в инфраструктуру управления и обработки данных. Параметры детектора, такие как время экспозиции, частота смены кадров и область съемки, должны быть управляемыми, что обуславливает необходимость программирования подходящего сервера устройства. Для синхротронных источников должна реализовываться возможность изменения достижимого разрешения удаленно, в сочетании с автоматической фокусировкой оптического сигнала. Кроме того, получение изображений должно быть синхронизировано с движением образца.

На основе этих критериев в Технологическом институте г. Карлсруэ (KIT, Германия) разрабатывается высокоскоростной рентгеновский детектор, позволяющий проводить эксперименты со скоростью ~ 300 кадров в секунду (Рисунок 1.4-1.5).

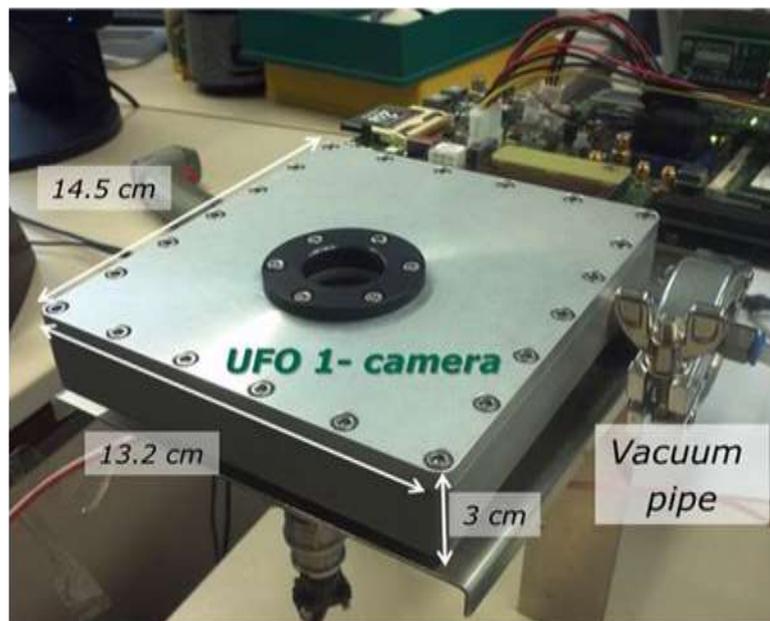


Рисунок 1.4. *Высокоскоростной рентгеновский детектор на базе CMOS-сensors*



Рисунок 1.5. *Высокоскоростной рентгеновский детектор разрабатываемый для станции ТороТото синхротронного источника ANKA (Германия).*

1.3 Выбор детектора прямого преобразования фотонов

Для высокоэффективного детектирования рентгеновского излучения в случае больших полей зрения и современного разрешения требуется выбрать подходящий детектор прямого счета. Для эффективного счета жестких рентгеновских фотонов с энергией ниже 20кэВ существуют давно разработанные и используемые кремниевые детекторы, в то время как для более высоких энергий требуются полупроводниковые материалы типа Cd(Zn)Te или GaAs с более высокой рентгеновской тормозной способностью. Создаваемый макет рентгеновского микротомографа был дооснащён двумерным детектором – ПЗС-матрицей (см. **рисунок 1.6**). При тестировании детектора рентгеновское излучение монохроматизировалось пиролитическим графитом.

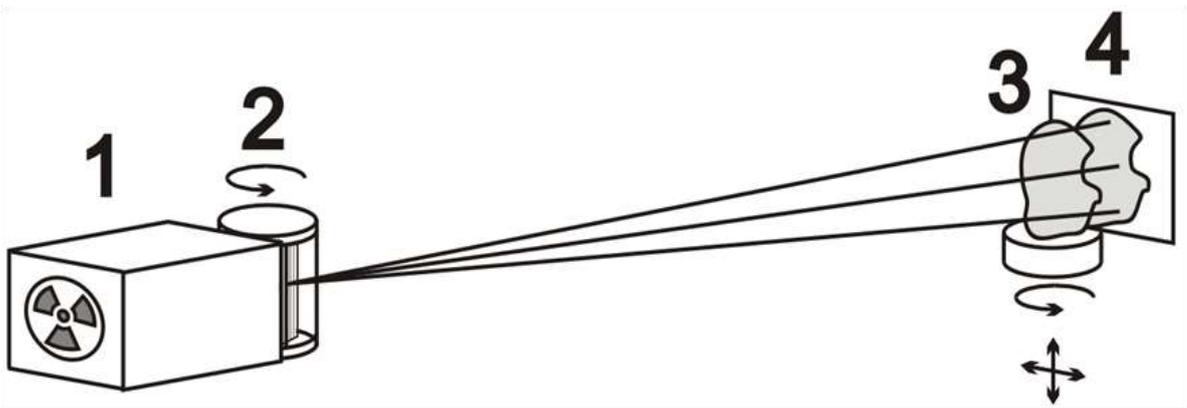


Рисунок 1.6. Схема макета микротомографа. 1-рентгеновская трубка, 2-блок кристалла-монокроматора, 3- исследуемый объект на гониометрическом столике, 4- линейный позиционно-чувствительный детектор.

Использование кристалла пирографита, в силу несовершенства его структуры, позволяет получить расходящийся пучок, и выбрать такое расстояние, на котором вся область исследования будет освещена. При этом каждая точка объекта будет несколько размываться на детекторе.

Влияние размытия уменьшается по мере увеличения отношения расстояний рентгеновская трубка – образец и образец – детектор. В случае, когда это соотношение больше 100 (в случае, когда размер источника 1x1 мм, а чувствительного элемента детектора порядка 10x10 мкм), им можно пренебречь. Однако в собранной экспериментальной схеме эта величина не превышала 20.

Эта величина ограничивается линейными размерами используемого гониометра. В данных условиях размытие изображения за счёт проекционного увеличения на участке от образца до детектора не превышает 5%, что при линейном размере пикселя 13 мкм соответствует величине 0.3 мкм. Эта оценка подтверждается экспериментом. Нами были получены изображения медной сетки с периодом 165 мкм, диаметр отверстия 130 мкм, толщина сетки 5 мкм. Мы видим, что линейные искажения, получаемые при выбранных в конструкции томографа расстояниях, не превышают 5%.

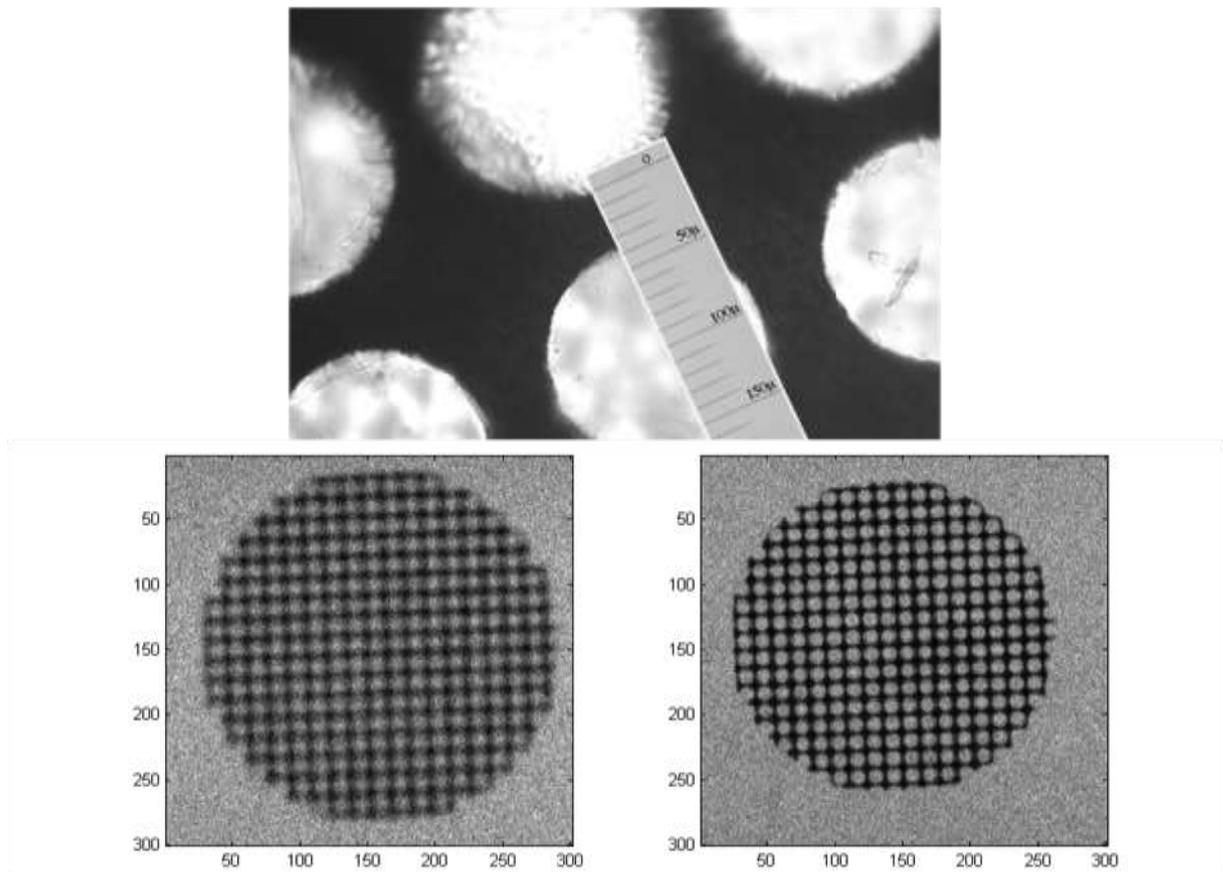


Рисунок 1.7. Изображения медной сетки использованной в качестве тест-объекта. Сверху - в оптическом микроскопе, внизу-слева – рентгеновское изображение при соотношении расстояний рентгеновская трубка – образец и образец – детектор равном 20, внизу-справа – рентгеновское изображение при соотношении расстояний рентгеновская трубка – образец и образец – детектор равном 200. Масштаб изображений представлен в каналах детектора. 1 канал соответствует 13 мкм.

Оценить влияние расходимости можно также по результатам восстановления внутренней структуры образца с калиброванными деталями.

В качестве регистрирующей системы в эксперименте был использован детектор для регистрации рентгеновского изображения на базе ПЗС-матрицы «Тильт» с фронтальной регистрацией (производства НПО «Электрон» Санкт-Петербург). Матрица «Тильт» является крупноформатным (1024x1152 ячеек с размером 9x9 либо 13x13 мкм) фазовым прибором с переносом заряда с объемным каналом n-типа. Матрица имеет один выходной регистр и двухкаскадный выходной узел с «плавающей» диффузией. Матрица охлаждается двухкаскадным холодильником Пельтье, обеспечивающим перепад температур около 50 °К, что позволяет уменьшить тепловые шумы матрицы более чем в 100 раз. Для уменьшения шумов ещё на порядок использована система жидкостного охлаждения.

Выбор матрицы определялся с одной стороны необходимостью высокой эффективности регистрации с учётом малой плотности потока рентгеновского излучения в эксперименте, и, с другой стороны, малым размером элемента регистрации. С учетом этих факторов была выбрана именно матрица «Тильт», обеспечивающая с одной стороны, 9-ти микронный элемент разрешения, и с другой, разумное время экспозиции, около 10 минут. Для блокировки оптического излучения в качестве входного окна ПЗС-матрицы установлен многослойный фильтр из лавсановой плёнки, запылённой с двух сторон алюминием. Это позволяет проводить эксперимент в нормальных лабораторных условиях без дополнительного затемнения установки.

Детектор на основе этой матрицы имеет 12-ти битное АЦП. Чувствительность детектора составляет 5-10 уровней АЦП на один рентгеновский фотон для линии $\text{Cu}_{K\alpha}=0.154$ нм.

Управление детектором осуществляется с помощью специального программного обеспечения, позволяющего управлять режимом работы детектора и записывать полученные изображения в компьютер. Для обработки данных используется программное обеспечение, написанное на языке высокого уровня IDL.

Именно детектор с такими параметрами:

- размер ячейки матрицы 9x9 либо 13x13 мкм,
- формат 1024x1152,
- низкий тепловой шум ~80 электронов/сек.
- 12-битный АЦП,

обеспечил проведение описанных рентгеновских экспериментов за разумное время (~10 мин.).

В заключение заметим, что в разработанной в настоящее время конструкции микротомографа влияние геометрического размытия изображения, обусловленное расходимостью рентгеновского пучка, практически ничтожно. Это достигнуто за счет увеличения отношения расстояний рентгеновская трубка – образец и образец – детектор. В нашем случае, это соотношение больше 100 (в случае, когда размер источника 1x1 мм, а чувствительного элемента детектора порядка 10x10 мкм), им можно пренебречь. Потеря интенсивности будет скомпенсирована путем введения вакуумированного объема между источником излучения (рентгеновской трубкой) и исследуемым образцом.

1.4 Оценка подходящей конструкции оптической системы

Ключевым элементом в высокоскоростных изображающих методах является рентгеновская камера, включающая в себя рентгеновский детектор, оптику видимого или рентгеновского диапазона, схему вывода данных и быстрый канал передачи данных.

Оснащенные линзами системы регистрации непрямого счета хорошо подходят для эффективного детектирования фотонов. В них изображение в видимом свете может быть увеличено в разы, т.к. достижимая чувствительность детектора в видимом диапазоне высока. В подобных детекторах непрямого счета разрешение ограничено числовой апертурой используемой линзы и

энергией переизлучённой сцинтиллятором волны. Для высоких разрешений (меньше 1 мкм) необходимо, чтобы сцинтиллятор был очень тонким. Таким образом, требуется разработать сцинтилляторы с высокой рентгеновской тормозной способностью. Многообещающим материалом является ортосиликат лютеция, возбужденный тербием. Экраны из него имеют высокую плотность 7.4 г/см³, эффективное зарядовое число 65.2 и длину волны излучения 540 нм [[19]]. Такая длина волны приводит к высокому спектральному коэффициенту согласования, являющимся решающим фактором для систем высокоэффективной регистрации рентгеновского излучения. Оснащенные оптическими линзами системы являются модульными и допускают использования различных детекторов при неизменной оптике, что делает их более гибкими. Стоит отметить, что для получения увеличенных изображений в системах с двумерными детекторами оптимальным является применение плоскопольных микроскопических объективов (разрешение лучше 5 мкм) или макро-фотообъективы со скорректированными абберациями (разрешение хуже 5 мкм)

Другим подходом к увеличению пространственного разрешения является использование увеличивающей оптики в рентгеновском диапазоне. Мы провели исследование применимости двух типов таких увеличивающих рентгенооптических элементов: преломляющих или дифракционных

Для получения увеличенных рентгеновских изображений нами была проанализирована схема лабораторного микротомографа с использованием микрокапиллярной линзы приведена на **рисунке. 1.8**. Данная конструкция, позволят получать реконструкции внутренней структуры объекта с разрешением 3-6 мкм при поле зрения до 1 мм.

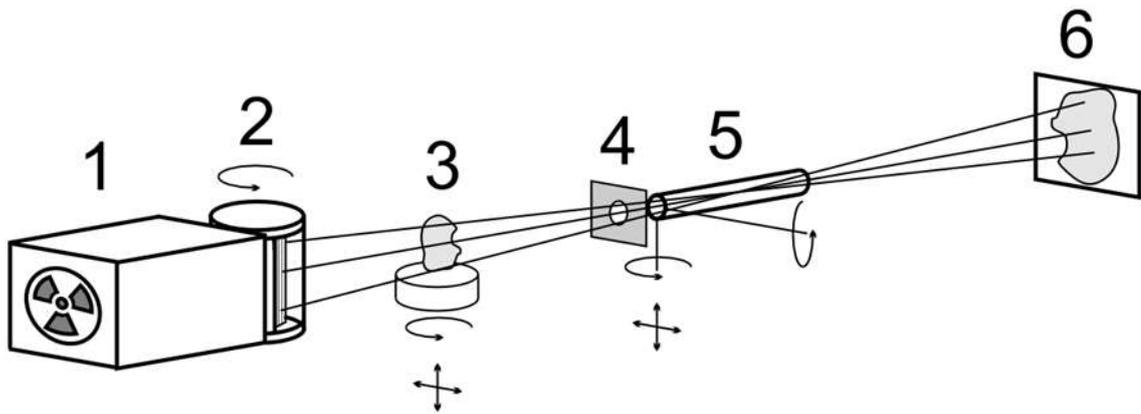


Рисунок 1.8. Схема экспериментальной установки. 1-источник, 2- блок монохроматора 3- исследуемый объект на гониометрической столике 4- диафрагма, 5- многоэлементная линза, 6 двумерный детектор на базе CCD-матрицы.

Другим изображающим увеличивающим элементом является асимметрично срезанный кристалл монохроматор [[12]]. Разработанная схема лабораторный микротомографа с использованием асимметрично срезанных кристаллов монохроматоров показана на **рисунке 1.9**. Наши расчёты показали, что данная конструкция позволят получать реконструкции внутренней структуры объекта с разрешением 1-2 мкм при поле зрения до 1 мм. Для проведения томографических исследований собрана рентгенооптическая схема с увеличением в 20 раз [[12]].

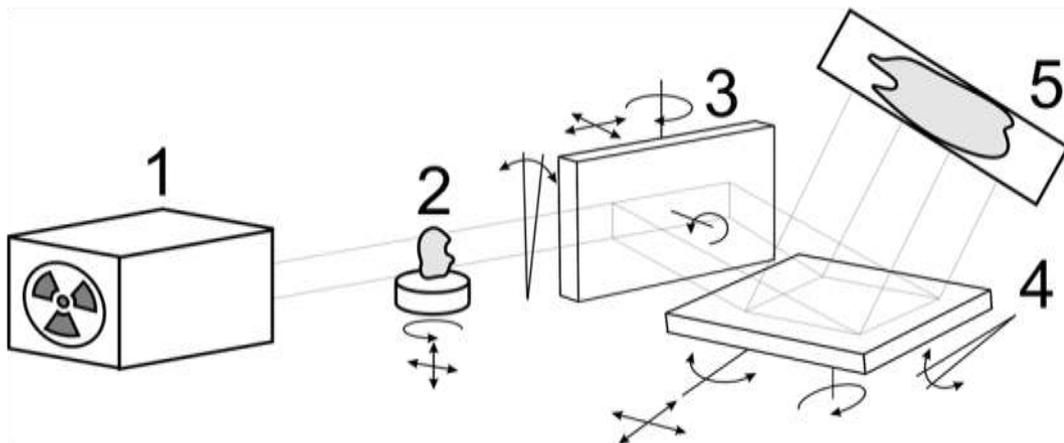


Рисунок 1.9. Схема экспериментальной установки. 1-источник, 2- исследуемый объект на гониометрической столике 3,4- асимметрично срезанные кристаллы монохроматоры, 5 двумерный детектор на базе CCD-матрицы

ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ I

На основе проведенного анализа существующих рентгеновских детекторов с учетом требований по быстродействию и разрешению была произведена разработка детекторов двух конструкций – на основе CMOS-сенсора с использованием сцинтиллятора и CCD-сенсора прямого преобразования фотонов. Созданная оптическая система в совокупности с разрабатываемым быстрым рентгеновским детектором позволили провести лабораторные томографические исследования с параметрами удовлетворяющими техническому заданию.

ГЛАВА 2. СОЗДАНИЕ ЭФФЕКТИВНОЙ ПАРАЛЛЕЛЬНОЙ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ СБОРА И ОБРАБОТКИ ДАННЫХ

2.1 Исследование существующих реализаций вычислительных систем и описание требований к их структуре.

Компьютерные методы томографии и ламинографии требуют специальных алгоритмов реконструкции. Специфический алгоритм реконструкции на основании последовательности проекционных рентгенограмм вычисляет пространственное распределение локальных коэффициентов поглощения в исследуемом образце. Существуют различные алгоритмы реконструкции, которые могут быть разделены на алгебраические и аналитические [[20]].

В алгебраических алгоритмах восстанавливаемый объем рассматривается как трехмерная матрица неизвестных переменных. Для этих неизвестных по набору рентгенограмм составляется система линейных уравнений и решается итерационно. Решение системы уравнений соответствует неизвестным коэффициентам поглощения. Существует множество алгебраических алгоритмов реконструкции: ART (алгебраическая методика реконструкции), SIRT (одновременная итерационная восстановительная методика), SART (одновременная алгебраическая методика реконструкции) [[21]-[24]]. Алгебраические алгоритмы требуют больших вычислительных мощностей, и они обычно применяются, когда требования для аналитических методов не выполнены, например, реконструкция по ограниченному угловому диапазону.

Аналитические алгоритмы реконструкции эксплуатируют преобразование Радона и теорему Фурье о слое. Большинство из них могут быть классифицированы в следующие группы [[25]]:

- алгоритмы фильтрованных обратных проекций (ФБР) выполняют реконструкцию в реальном пространстве.

- Прямые Фурье-инверсионные (DFI) алгоритмы выполняют реконструкцию в пространстве Фурье.

Ввиду простоты и надежности, алгоритмы FBP широко используются для задач реконструкции [[26]]. Благодаря стадии фильтрации алгоритм FBP может произвести восстановление высокого качества [[27],[28]]. В то же время этот алгоритм является весьма сложным при вычислениях. Пусть N^3 – число элементов в восстановленном объеме (вокселей), а M – число рентгенограмм, тогда число операций алгоритма FBP - $O(MN^3)$. В практических приложениях размер восстановленного объема доходит до 2048^3 чисел с плавающей запятой, и время восстановления может составлять десятки часов на настольном компьютере. Однако есть несколько подходов, предлагающих различные процедуры сокращения этого времени (главным образом путем распараллеливания вычислений) [[29],[30]], хотя проблема полностью не решена для более общего случая трехмерной ламинографии [[31],[32]].

DFI алгоритмы используют теорему Фурье о слое непосредственно в прямом пространстве. Вообще, алгоритмы DFI имеют число операций $O(N^3 \log(N) + MN^2)$. В практическом приложении $M=O(N)$, поэтому сложность алгоритма DFI асимптотически лучше, чем сложность алгоритма FBP. Однако алгоритмы DFI редко используются, так как они требуют быстрой и точной интерполяции данных рентгенограммы в пространстве Фурье, что является нетривиальной задачей [[33],[34],[35]]. Выбор подходящей методики интерполяции имеет первостепенную важность, так как это влияет и на качество восстановленного изображения, и на время реконструкции.

Графические процессоры (GPU) все чаще используются в научных вычислениях. Они предлагают параллельную вычислительную архитектуру и оптимизированы для параллельных вычислений. По сравнению со стандартными центральными процессорами большая область чипа специализирована для вычислений с ограниченным набором команд. Высокая скорость увеличения вычислительной мощности, контролируемая промышленностью компьютерных

игр, делает эти аппаратные средства весьма привлекательными для систем онлайн-мониторинга. За последние несколько лет созданы стандартные вычислительные пакеты, расширяющие возможности и простоту разработки "неграфических" приложений. Прорыв был сделан компанией Nvidia, создавшей технологию Вычислительной Унифицированной Архитектуры Устройства (CUDA) [[36]]. Приложения, написанные в CUDA, превосходят по быстродействию аналогичные реализации в существовавшей ранее Открытой Графической Библиотеке (OpenGL) [[37]]. Наиболее важные алгоритмы, такие как быстрое преобразование Фурье (FFT) или матричное умножение и другие поставляются вместе со средством разработки CUDA. Язык программирования делает аппаратные средства GPU доступными для более широкого круга программистов. В числе уже созданных и доступных на сайте Nvidia CUDA более 1000 приложений из совершенно различных областей.

Новый стандарт программирования параллельных устройств OpenCL предложен группой Khorus [[38]]. Большое количество компаний, включая AMD, Apple, Intel и Nvidia, участвуют в процессе стандартизации. В то время как CUDA доступна только для аппаратных средств Nvidia, OpenCL обеспечивает стандартный интерфейс программирования для широкого диапазона устройств параллельных вычислений и изготовителей. Первые средства разработки OpenCL были выпущены в 2009г., и теперь все больше библиотек стандартных алгоритмов доступно для OpenCL. Разработка в OpenCL позволит писать переносимые приложения для платформ параллельных вычислений, включая многоядерные центральные процессоры, графические процессоры или кластеры. Код не будет столь компактным как аналогичный на CUDA, но может быть выполнен на той же скорости.

2.2 Проектирование структуры программного обеспечения, сборка вычислительной платформы с использованием GPU.

GPU могут использоваться для помощи в реконструкции томографических изображений. На самом деле графические процессоры могут обеспечить намного более быстрое восстановление трехмерного изображения по сравнению с решениями на центральном процессоре [[29],[30]]. Предварительные исследования подтверждают это, на примере алгоритмов, используемых на синхротроне ANKA в Карлсруэ. Параметрами, которые влияют на время реконструкции, являются размер и число проекций, алгоритм реконструкции и число ядер.

При выборе в качестве основной линии обмена данных шины PCI-Express производительность может быть увеличена только путем добавления сопроцессорных карт к устройству. Производительность вычисления колеблется от 10 ГФлопс для настольных центральных процессоров до 100 ГФлопс для новейших серверных машин. Напротив, четыре или даже больше GPU может быть добавлено к компьютерной шине PCI-Express [[31],[32],[33]], при этом с каждым GPU добавляется около 2000 ГФлопс [[34],[35]]. Таким образом, реально создать полностью коммерческую систему с производительностью практически 10 ТФлопс в одном компьютере. Для сравнения платформа только лишь с центральным процессором могла бы ускорить вычисления в 100 раз, если алгоритмы масштабируются на число ядер. И для CPU, и для GPU методика параллельного программирования необходима для полной реализации возможностей многоядерных систем. Другие сопроцессорные системы, такие как Cell архитектура IBM, [[36]] имеют преимущество более простого программирования, но их производительность ниже, чем у GPU [[37],[38]]. Существующая проблема ограниченной точности чисел с плавающей запятой исчезнет в следующем поколении GPU от Nvidia. Устройства достигнут производительности операций с числами двойной точности практически 1 ТФлоп. Таким образом, станет возможно использовать и простую, и двойную точность

при полной производительности GPU. Числовая точность будет являться свободным параметром в алгоритмах.

Заметим, что GPU уже показали уникальную эффективность в задачах томографии. Использование GPU – естественный выбор для онлайн-контроля и систем оценки данных с высокими вычислительными требованиями. Для задач синхротронной рентгенографии до сих пор GPU широко не использовались. В рамках этого проекта будут разработаны технологии, упрощающие анализ и обработку данных на GPU.

При сборке вычислительной платформы для обработки данных рентгеновской томографии нами использованы графические карты серии GeForce GTX Titan Black, каждая из которых обладает 2880 потоковыми вычислительными ядрами. По нашим оценкам эта конфигурация позволит достичь скорости томографической реконструкции не превышающей время проведения измерения, что необходимо для управляемого проведения эксперимента.

ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 2

В рамках работ по настоящему проекту был проведен анализ существующих вариантов реализации параллельных вычислительных процессов сборки и обработки данных. Определены наиболее скоростные решения и выяснено, что наиболее подходящим вариантом реализации для выполнения настоящего проекта является решение, основанное на использовании графических процессоров, которые обладают высоким быстродействием и все чаще, наряду с обработкой графического ядра в разнообразных компьютерных программах, применяются для научных целей.

Их применение требует разработки структуры программного обеспечения, которая позволила бы использовать высокопроизводительные GPU-процессоры в обработке данных. Проведенные работы и сделанные оценки позволяют утверждать, что на основе коммерчески доступных решений можно создать систему, которая позволяет эффективно обрабатывать поток топографических данных со скоростью, позволяющей проводить анализ в режиме реального времени, что представляется чрезвычайно удобным для настройки и проведения экспериментов.

ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА РЕНТГЕНООПТИЧЕСКИХ СХЕМ.

3.1. *Расчет параметров рентгенооптических схем и статической оптики*

В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств при выполнении научных исследований (проекта) по теме «Развитие методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных и лабораторных источников» проведен расчет параметров рентгенооптических схем и статической оптики.

Поскольку для проведения томографических экспериментов требуется обеспечить равномерную засветку всей исследуемой области, одним из главных определяющих факторов параметров рентгенооптических схем является характерный размер образца.

3.1.1. *Рентгенооптическая схема с асимметричным кристаллическим монохроматором*

Ключевой особенностью разрабатываемых рентгенооптических схем в случае исследования больших образцов является необходимость увеличения области засветки равномерным слаборасходящимся пучком.

Наилучшим образом для этих целей подходит использование асимметричного кристалла расположенного таким образом, что дифрагированный монохроматором пучок оказывается широким и слаборасходящимся.

Определение оптимальных параметров статических элементов осуществляется исходя из требований к конечному пучку для использования его как инструмента сканирования образца. Основными параметрами пучка являются: длина волны λ (или энергия E), угловая расходимость ω , спектральная полоса $\delta\lambda/\lambda$, угловая полоса Ω , энергетическое разрешение $\delta E/E = \omega_s \text{ctg} \theta$ (ω_s – ширина КДО при симметричной дифракции), а также дисперсия $D = (\delta\theta/\delta\lambda)\lambda$, которая отражает спектральное распределение по углу в сформиро-

ванном пучке. Для экспериментального осуществления дифракционных методов необходимо сформировать когерентный пучок рентгеновского излучения с заданными параметрами. Для этой цели используются рентгенооптические элементы (монохроматоры, анализаторы и т.п.).

Асимметричный кристаллический монохроматор часто используется для управления шириной рентгеновского пучка и его угловой расходимостью. Основным параметром для такого монохроматора является коэффициент асимметрии b . Данный коэффициент зависит от наклона атомных плоскостей используемого рефлекса отражения относительно засвечиваемой пучком поверхности кристалла, и задается соотношением:

$$b = \frac{\sin(\theta - \varphi)}{\sin(\theta + \varphi)} \quad (3.1)$$

где θ – угол Брэгга, а φ – угол наклона отражающих плоскостей к поверхности кристалла, который может быть как положительным, так и отрицательным; в геометрии Брэгга $|\varphi| < \theta$, в случае Лауэ $|\varphi| > \theta$).

Ширина КДО асимметрично вырезанного кристалла (т.е. его «приемная» апертура ω_i) дается формулой:

$$\omega_i = \frac{2C|\chi_{hr}|}{b^{1/2}\sin 2\theta} \quad (3.2)$$

Для угловой расходимости ω_e пучка на выходе кристалла справедлива формула:

$$\omega_e = 2C|\chi_{hr}|b^{1/2}\sin 2\theta \quad (3.3)$$

χ_{hr} – действительная часть Фурье-компоненты поляризуемости; поляризационный множитель $C = 1$ для компонент волнового поля, поляризованных перпендикулярно к плоскости рассеяния (σ -поляризация), и $C = \cos 2\theta$ для компонент, поляризованных в этой плоскости (π -поляризация);

Геометрия дифракции, изображенная на **рисунке 3.1**, может быть использована для уменьшения угловой расходимости рентгеновского пучка и, следовательно, для увеличения пространственной когерентности пучка. Дей-

ствительно, при размещении такого монохроматора между источником рентгеновского излучения и исследуемым образцом окажется, что из любой точки поверхности последнего, освещенной пучком, источник наблюдается под углом $\alpha_k = \omega_e$. Это значит, что размер источника уменьшится до величины $\omega_e L$,

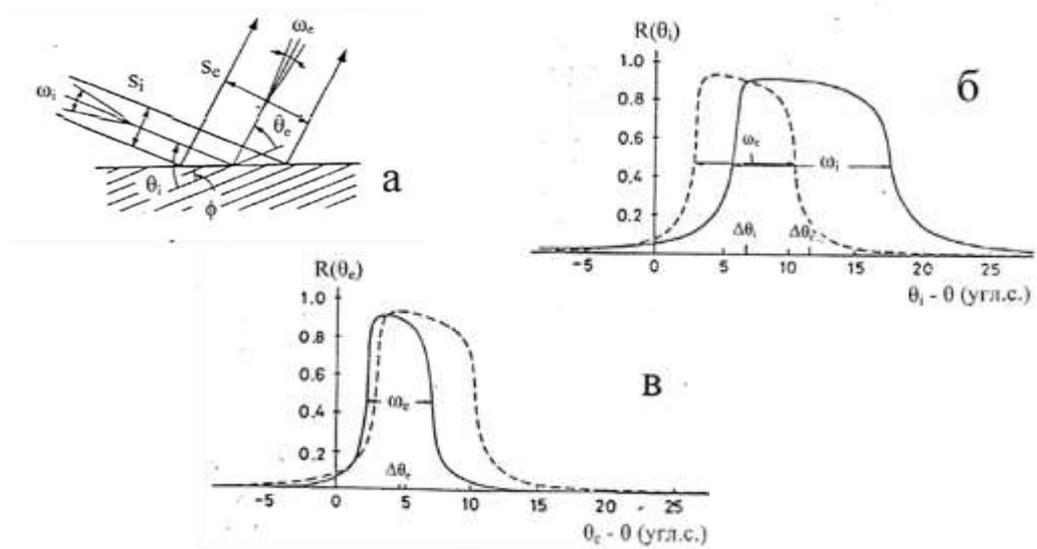


Рисунок 3.1. Геометрия (а), угловая зависимость интенсивности отражения R_L кристаллом на его входе (б) и выходе (в) при асимметричной дифракции ($b = 0,4$); ω_i – «приемная» апертура кристалла, ω_e – расходимость сформированного пучка Пунктир – КДО кристалла при $b = 1$.

Из геометрии асимметричной дифракции ширина пучка на выходе с кристалла-монохроматора, установленном в точное Брэгговское положение для одной из характеристической линий трубки связана с коэффициентом асимметрии соотношением:

$$S_e = \frac{S_i}{b}$$

где S_i и S_e ширина падающего и дифрагированного пучков соответственно (см. **рисунок 3.1а**). Это означает также, что использование асимметричного рефлекса изменяет плотность потока P рентгеновских квантов:

$$\frac{P}{P_S} = (\omega_i/\omega_S)(S_i/S_e) = b^{1/2} \quad (3.4)$$

(P_S – плотность потока рентгеновских квантов в первичном пучке).

В случае с использованием монохроматора с достаточным коэффициентом асимметрии, это позволяет сделать падающий на образец пучок значительно более широким и равномерным по интенсивности.

Расчет ширины и расходимости пучка для схемы двухкристальной топографии можно провести на основании вышеизложенных формул. Использовался высокосовершенный кремниевый монохроматор с углом наклона $\varphi = 20.57^\circ$ атомных плоскостей 440 относительно поверхности кристалла и собственной полушириной КДО близкой к теоретической. Таким образом, учитывая угол Брэгга для данного рефлекса, который равняется $\theta = 21.58^\circ$ для $K_{\alpha 1}$ -линии молибденовой трубки, по *формуле 3.1* рассчитывался коэффициент асимметрии данного монохроматора, составивший значение 0.026.

Ширина падающего на образец пучка связана также с апертурой S_i входной щели для монохроматора. В данной работе использовалась щель с максимальной апертурой 0.4 мм, что ограничено размерами бериллиевого окна рентгеновской трубки. Таким образом, для данного значения асимметрии можно добиться пучка с максимальной шириной 15мм и равномерным профилем интенсивности. В случае же использования симметричного монохроматора, ширина монохроматического пучка определяется лишь щелью перед монохроматором с учетом расходимости.

Расходимость рассчитывается по *формуле 3.3*. χ_{hr} для кремния составляет $2 \cdot 10^{-6}$, что означает величину расходимости для кремния 440 равную 0.55 угловых секунд в случае симметричного отражения и 0.09 угловых секунд в случае асимметричного отражения 440 кремния с коэффициентом $b = 0.026$.

3.1.2. Рентгенооптические схемы с использованием элементов адаптивной оптики

Для реализации немеханических способов управления рентгеновским пучком с помощью адаптивных элементов на основе рентгеноакустических резонаторов, работающих в условиях возбуждения в них продольных колеба-

ний растяжения-сжатия необходимо разработать специальные рентгенооптические схемы, обеспечивающие возможность управления пространственно-временными характеристиками рентгеновского пучка и снятие стробоскопических данных. Особенности разрабатываемой рентгеноакустической оптики, для функционирования которой необходимо создать условия, в которых рентгеновским пучком засвечивается область, где параметр решетки меняется синусоидально и равномерно во времени, не позволяют использовать пучки размером более 6-8 мм при условии сохранения достаточного быстродействия.

Таким образом, использование рентгеноакустических способов управления накладывает определенные ограничения на размеры исследуемых объектов.

Предложено использование двух рентгенооптических схем. Первая схема, в которой рентгеноакустический элемент располагается после образца и является анализатором дифрагированного образцом пучка, во втором случае рентгеноакустический элемент располагается перед исследуемым образцом и является перестраиваемым монохроматором.

Рентгенооптическая схема для реализации управления характеристиками рентгеновского пучка с рентгеноакустическим анализатором приведена на **рисунке 3.2**. При этом регистрация интенсивности и углового распределения дифрагированного пучка осуществляется при ультразвуковой модуляции параметров рентгенооптического кристалла.

Исследуемый образец 3 помещается в слаборасходящийся монохроматичный пучок, который формируется коллимирующей оптикой 1 и системой щелей 2.

Дифрагированный образцом рентгеновский пучок направляется на рентгеноакустический резонатор 4, установленный под брэгговским углом в геометрии Лауэ. Рентгенооптический элемент составного рентгеноакустического резонатора в данном случае выполняет функцию анализатора излучения дифрагированного кристаллом-образцом.

Рентгенооптическая схема с рентгеноакустическим анализатором

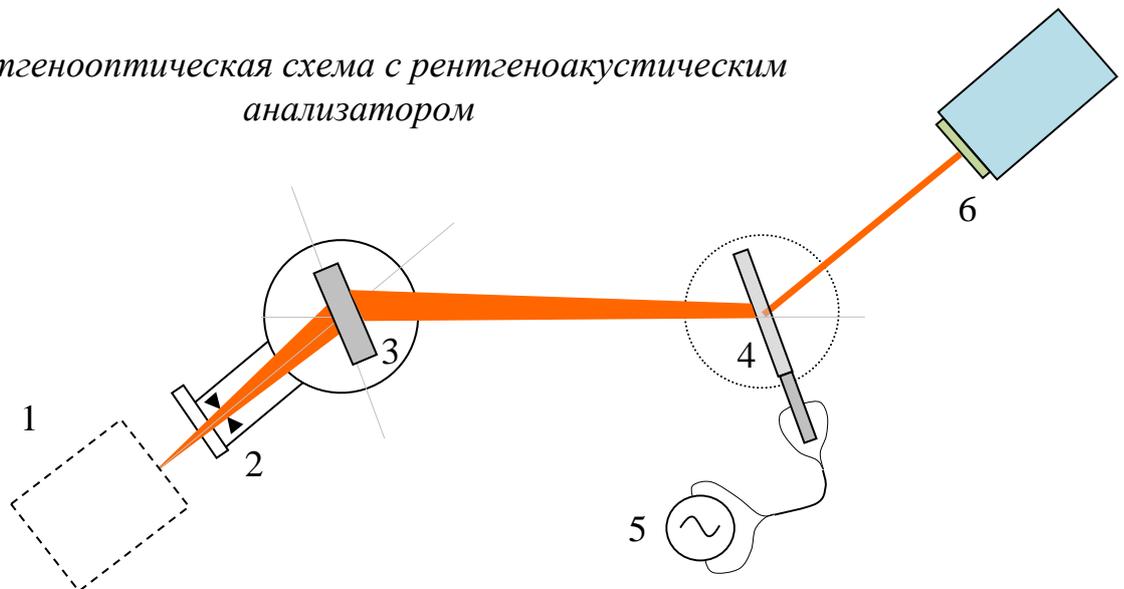


Рисунок 3.2. Рентгенооптическая схема с рентгеноакустическим анализатором для реализации сканирования характеристик рентгеновского пучка.

1. Рентгеновская оптика позволяющая получить слаборасходящийся мономатичный пучок;
2. щелевая диафрагма;
3. кристалл-образец, установленный на кристаллодержателе;
4. составной рентгеноакустический резонатор;
5. система возбуждения и контроля ультразвука;
6. детектор

Применение данной схемы позволяет расширить диапазон проводимых измерений за счет использования быстрого сканирования параметров дифракции с помощью использования специальной стробоскопической техники регистрации пучка, синхронизированной с генератором синусоидальных колебаний 5.

Схема «адаптивный управляемый элемент-образец»

На **рисунке 3.3** представлена разработанная рентгенооптическая схема управляемый элемент-образец.

В отличие от предыдущей схемы, в этом случае рентгеноакустический резонатор установлен до кристалла-образца и используется в качестве адаптивного элемента. Таким образом, управление параметрами рентгеновского пучка может осуществляться до того, как пучок падает на кристалл-образец. При этом регистрация интенсивности и углового распределения дифрагированного пучка осуществляется, как и в предыдущем случае, при ультразвуковой модуляции параметров рентгенооптического кристалла.

В геометрии Лауэ на рентгенооптический кристалл составного рентгеноакустического резонатора 3 падает расходящийся монохроматичный пучок, сформированный рентгеновской оптикой 1 и сколлимированный системой щелей 2.

Рентгенооптическая схема адаптивный элемент-образец

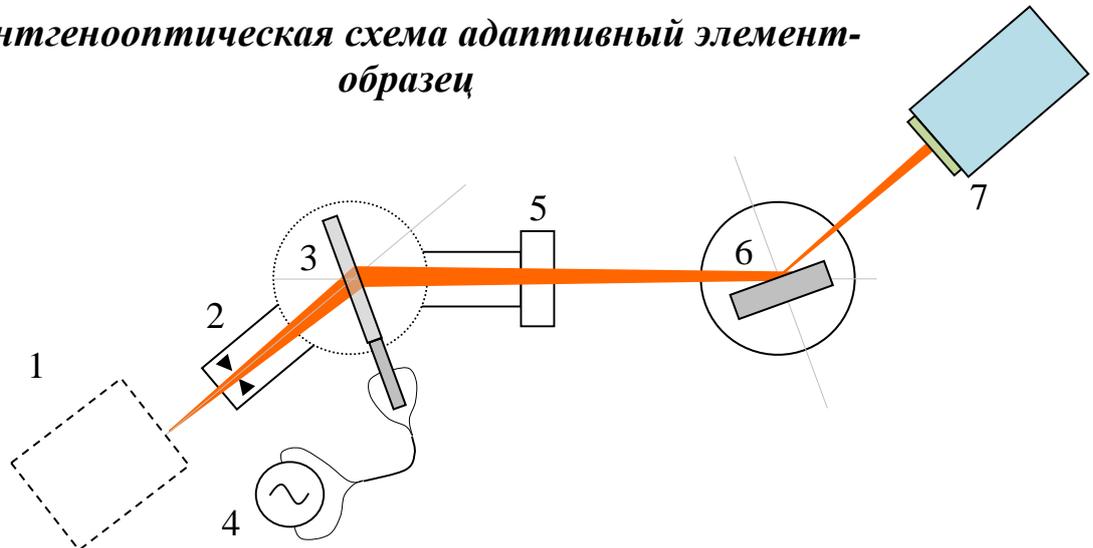


Рисунок 3.3. Рентгенооптическая схема адаптивный элемент-образец для реализации управления характеристиками рентгеновского пучка.

1. Рентгеновская оптика позволяющая получить слаборасходящийся монохроматичный пучок;
2. щелевая диафрагма;
3. составной рентгеноакустический резонатор;
4. система возбуждения и контроля ультразвука;
5. щелевая диафрагма;
6. детектор

В этом случае дифрагированный рентгенооптическим кристаллом пучок не параллелен и на кристалл-образец 6 направляется расходящийся в некотором угловом диапазоне вблизи брэгговского угла пучок. При этом кристалл-образец может быть установлен как в дифракции на отражение, так и на про-свет. Таким образом, возникает ситуация, когда на образец падает промодулированный по углу падения (вблизи угла Брэгга) рентгеновский пучок, причем угол изменяется периодически, как в пространстве, так и во времени по гар-

моническому закону. Стоит отметить, что указанный диапазон углов определяется угловой расходимостью источника излучения, размерами коллимирующих щелей, амплитудой и характером ультразвуковых деформаций.

3.2. Изготовление рентгеновской оптики (монохроматоры, анализаторы)

В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств при выполнении научных исследований (проекта) по теме «Развитие методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных и лабораторных источников» были изготовлены элементы рентгеновской оптики. При этом параметры изготовленных кристаллов выбирались таким образом, чтобы могли использоваться в разработанных рентгенооптических схемах. Были изготовлены статические элементы из монокристаллических пластин кремния и германия.

По результатам работ составлен акт изготовления рентгеновской оптики (монохроматоры, анализаторы).

Для отбора необходимых заготовок были проведены предварительные испытания с помощью метода двухкристалльной рентгеновской дифрактометрии. Установлено, что все испытанные образцы обладают высоким качеством и изготовленные на их основе рентгенооптические элементы должны полностью удовлетворять требованиям технического задания.

В качестве перспективного материала для рентгеновской оптики были исследованы кристаллы парателлурита, которые являются перспективным пьезоэлектрическим материалом и активно используются в качестве акустических элементов приборов, в том числе в качестве элементов рентгеноакустической оптики. Образцы были изготовлены в форме пластин с размерами $16 \times 8 \times 0.3$ мм и ориентацией поверхности (110). Стоит также отметить, что все эксперименты проводились в условиях, далеких от условий фазового перехода парателлурита из параэластической в ферроэластическую фазу.

Нами выявлено значительное уширение и расщепление двухкристальной КДО при воздействии на исследуемый образец постоянного электрического поля (**рисунок.3.4**). Величина уширения линейно растет с увеличением напряженности приложенного поля и может достигать нескольких сотен угловых секунд при собственной полуширине в отсутствие поля 10 угл. с. (**рисунок.3.5**). При этом значение интегральной интенсивности отраженного образцом рентгеновского излучения остается постоянным.

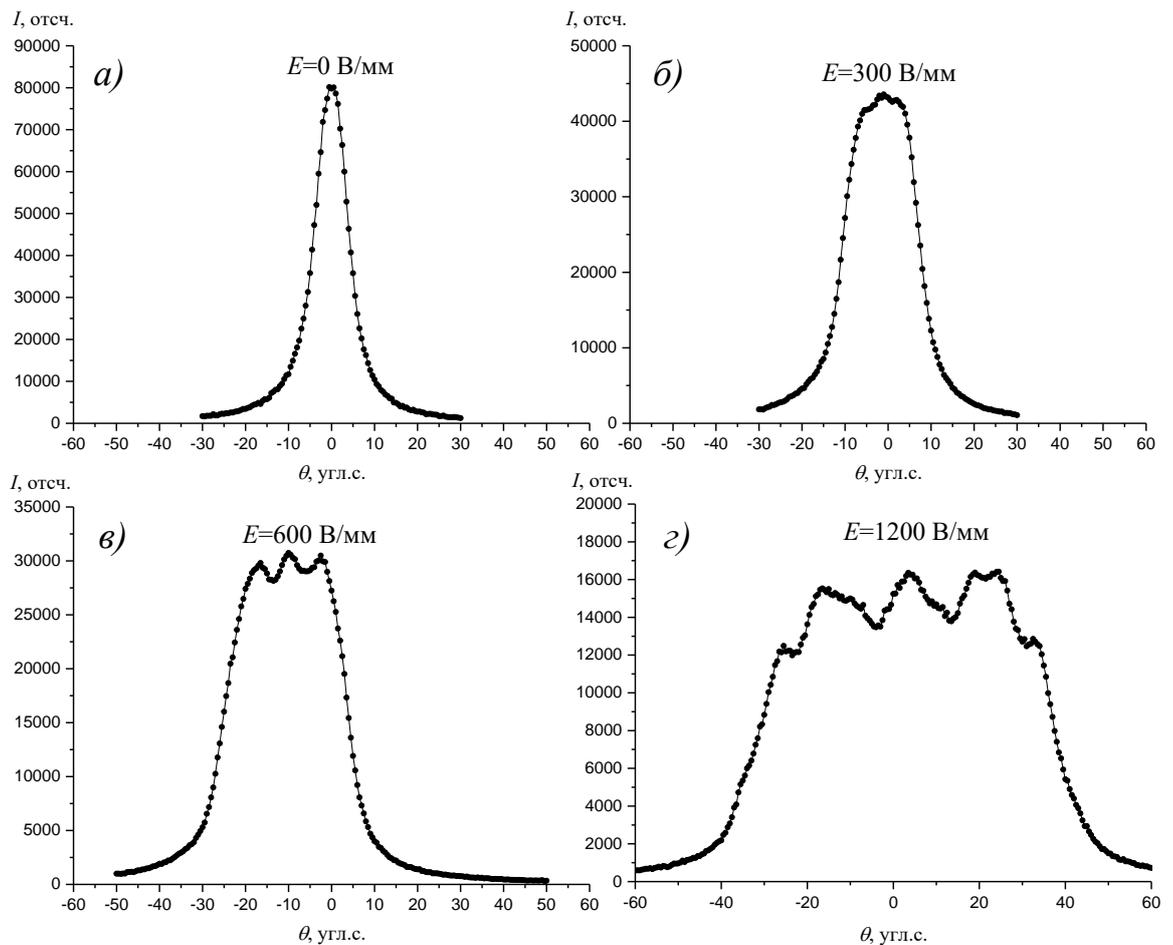


Рисунок.3.4. Расщепление КДО рефлекса (220) кристалла TeO_2 , измеренной в двухкристальной схеме, в зависимости от величины напряженности внешнего электрического поля:

Временные характеристики структурных изменений, происходящих в кристалле парателлурита при наложении и снятии внешнего электрического поля и приводящих к подобному поведению КДО, показаны на **рисунок 3.6**. Характерные времена процесса уширения КДО после включения электрического поля $\tau_{\text{насыщ}} = 3900$ с и возвращения КДО к состоянию с исходной полушириной после его выключения $\tau_{\text{релакс}} = 2400$ с (при $E = 750$ В/мм).

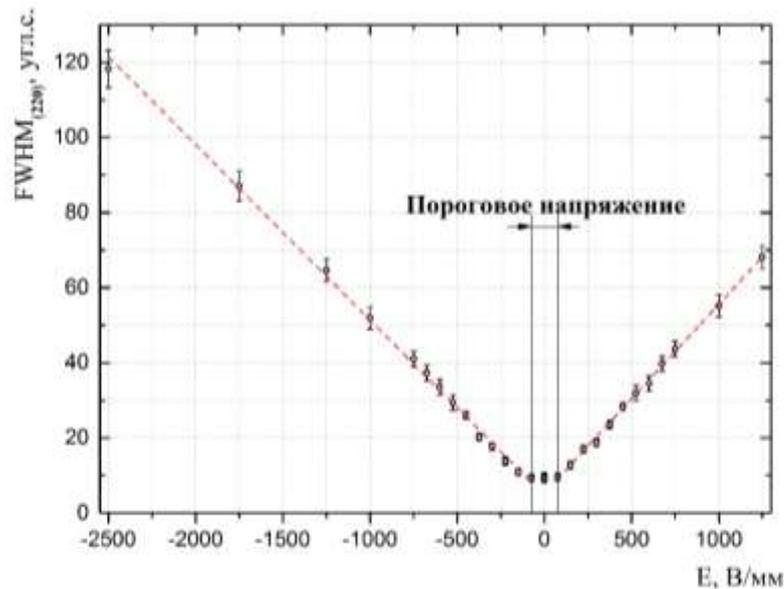


Рисунок 3.5. Зависимость полуширины $FWHM$ КДО рефлекса (220) кристалла TeO_2 от величины напряженности приложенного электрического поля (точками обозначены экспериментальные данные, пунктирной линией – линейная аппроксимация).

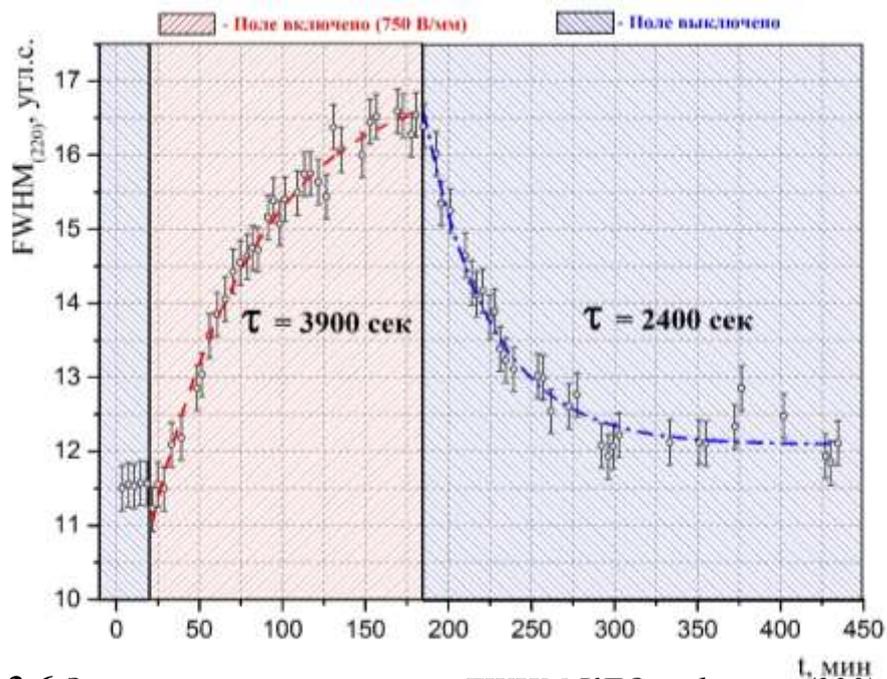


Рисунок 3.6. Зависимость полуширины $FWHM$ КДО рефлекса (220) кристалла TeO_2 от времени, прошедшего с момента включения и выключения внешнего поля ($E = 750$ В/мм) (точками обозначены экспериментальные данные, пунктирной линией – аппроксимация).

Подобное поведение кривой качания может быть вызвано образованием в исследуемом кристалле областей (доменов), отличающихся друг от друга либо угловой ориентацией, либо параметром решетки. При этом определить с

помощью только лишь метода двухкристальной дифрактометрии, какой именно тип доменов имеет место в данном случае, невозможно.

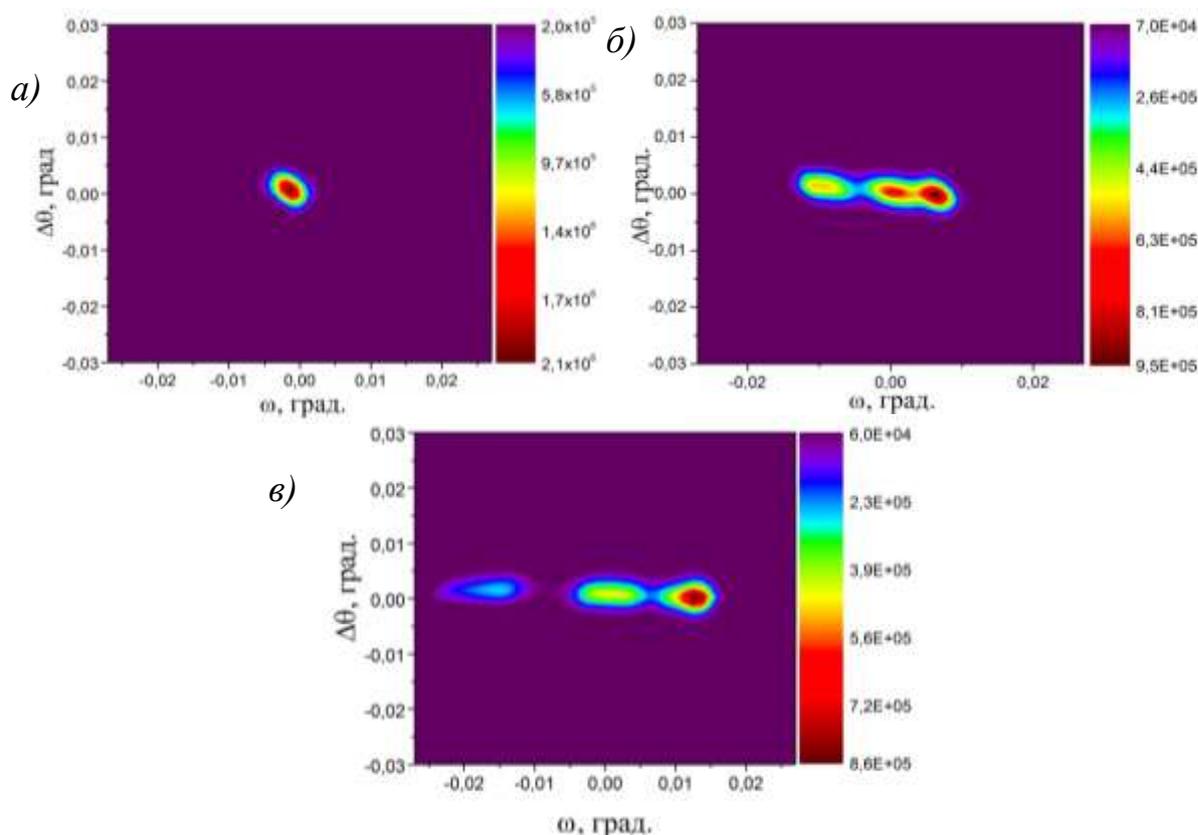


Рисунок 3.7. Результаты 2D-картирования рефлекса (220) кристалла TeO_2 в отсутствие электрического поля (а) и при наложении поля напряженностью 2125 В/мм (б) и 3750 В/мм (в).

Для уточнения типа и характерных размеров доменов была проведена серия измерений КДО в геометрии θ - 2θ в трехкристальной схеме дифракции при различных углах ω , что, по сути, является сканированием рентгеновского рефлекса в двух взаимноперпендикулярных направлениях обратного пространства. При этом увеличение полуширины рефлекса при включенном ЭП относительно собственной полуширины (без ЭП) по оси ω соответствует угловой разориентации атомных плоскостей в пределах засвечиваемого рентгеновским пучком объема кристалла, а увеличение полуширины КДО по θ – варьированию величины параметра решетки в этом же объеме. Из полученных результатов (**рисунок 3.7.**) видно, что при наложении электрического поля уширение пятна рефлекса вдоль оси θ составляет несколько процентов его собственной ширины (в отсутствие поля), в то время как уширение по оси ω в

несколько раз превышает собственную ширину пятна в этом направлении. Отсюда следует, что при наложении внешнего ЭП в кристалле парателлуриата образуются домены, имеющие взаимную угловую разориентацию, но одинаковый параметр решетки.

Для оценки характерных размеров доменов щелевые коллиматоры были выбраны таким образом, чтобы размер пучка в плоскости дифракции составлял 30 мкм, а в латеральном направлении 0.5 мм. В трехкристальной геометрии была проведена серия ω -сканирований поверхности образца с шагом 0.25 мм вдоль направления [001] (ось роста кристалла) (**рисунок 3.8(a)**). На основании анализа полученных КДО были определены как отдельные домены (**рисунок 3.8 (в)**, кривые 1, 3, 5), так и их границы (**рисунок 3.8 (в)**, кривые 2, 4).

Результаты исследований свидетельствуют о том, что характерный размер доменов, образующихся в результате наложения на кристалл TeO_2 внешнего ЭП напряженностью 3750 В/мм, составляет 2–4 мм (**рисунок 3.8(б)**), а их взаимная угловая разориентация – 100 угл.с.

На пути понимания природы описанного эффекта образования доменов необходимо проводить исследования дефектной структуры кристалла в исходном состоянии, при отсутствии внешнего поля, так как именно особенности дефектной структуры, подверженные воздействию электрического поля, могут быть причиной структурных перестроек, возникающих при его воздействии.

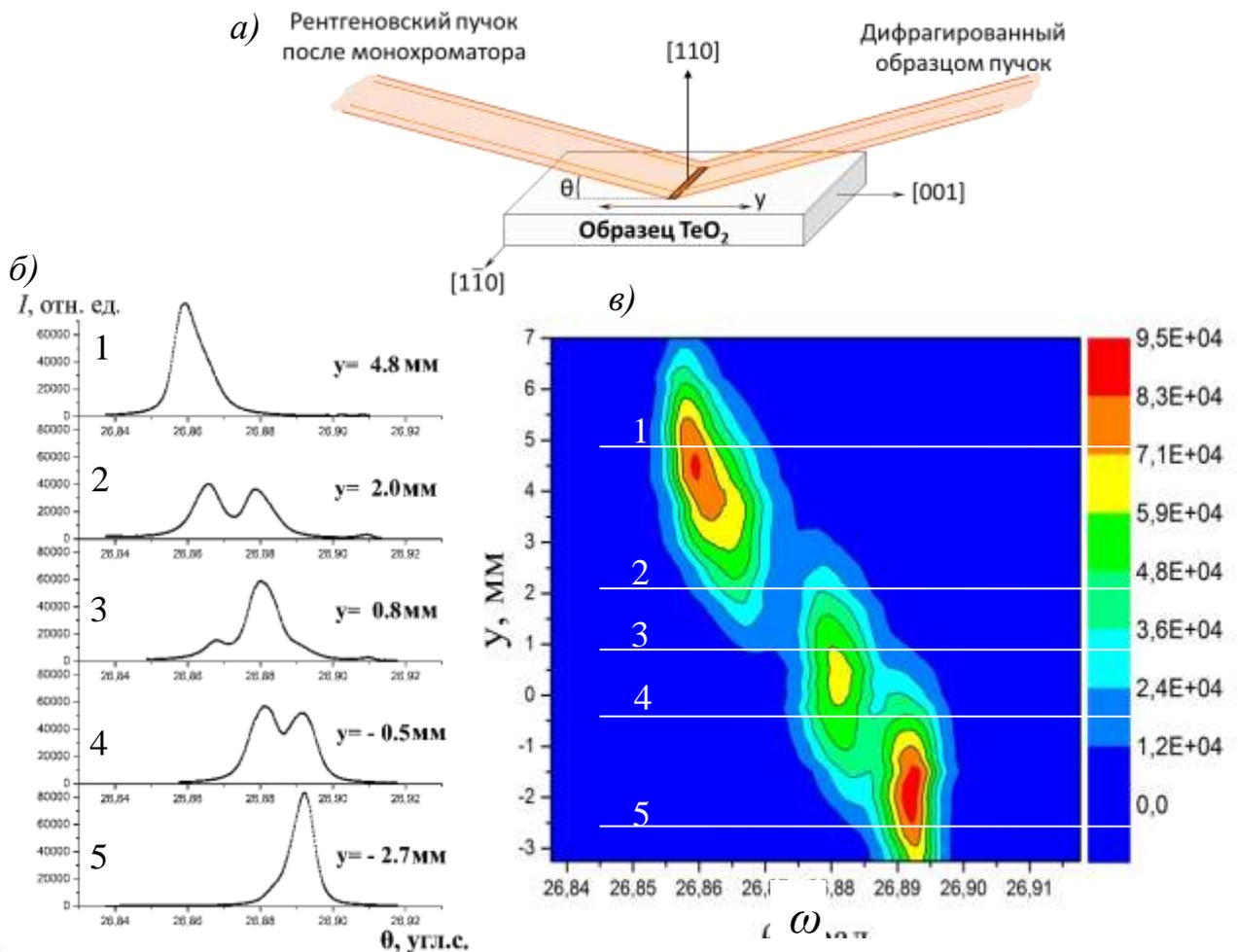


Рисунок 3.8. Взаимная разориентация и линейные размеры доменов в кристалле TeO_2 под действием электрического поля ($E = 3750 \text{ В/мм}$): а – схема сканирования, б – примеры трехкристалльных КДО, измеренных при засветке рентгеновским пучком как областей образца, содержащих отдельные домены (1, 3, 5), так и областей, включающих междоменную границу (2, 4), в – двумерная картина дифракции в координатах «угол падения излучения (θ) – положение рентгеновского пучка на поверхности образца (y)», иллюстрирующая пространственную локализацию и изменение формы КДО при смещении пучка по поверхности исследуемого кристалла (цвет отражает интенсивность излучения, дифрагированного образцом).

3.3. Расчет параметров рентгеновской акустооптики

Для реализации предложенных в рамках настоящего проекта рентгенооптических схем необходима разработка рентгеноакустических элементов, в которых изменение межплоскостных расстояний выбранного семейства ато-

мых плоскостей было бы максимальным по величине и равномерным по области засветки. Для этого был проведен расчет параметров кристаллов для изготовления рентгеноакустических элементов.

Для упрощения проведения расчетов, необходимых для оценки возможности применения тех или иных пьезорезонаторов и рентгеноакустических резонаторов в рентгеноакустике, было использовано специальное программное обеспечение, которое позволяет моделировать с помощью метода конечных элементов трехмерное распределение ультразвуковых колебаний в резонаторах. Расчеты, проводимые с помощью этой программы, позволяют максимально быстро и точно оценить диапазон применимости тех или иных резонаторов в рентгеноакустике.

Исследуемый рентгеноакустический резонатор состоит из двух кристаллических пластин (1 и 2), склеенных между собой торцами (т.е. вдоль оси Y текущей системы координат). Первая пластина изготавливается из пьезоэлектрика и служит в качестве электромеханического преобразователя. Это может быть кристаллическая пластина кварца (срез $(0, -18^\circ, 0)$), или, например, лангасита (срез $(0, 22^\circ, 0)$). Вторая пластина изготавливается из непьезоэлектрического материала максимального качества для проведения прецизионных рентгеновских исследований, поэтому целесообразно использовать для нее монокристаллические пластины кремния или кварца с направлением $[110]$ вдоль оси Y . Колебания в резонаторе генерируются за счет приложения электрического напряжения к заранее подготовленным (с нанесенными контактами) граням первой пластины, перпендикулярным оси X текущей системы координат. При правильном подборе ориентации первой пластины возможна ситуация, когда в ней возбуждается продольная мода колебаний на основной частоте, которая распространяется в направлении оси Y текущей системы координат. При этом длина пластины (1) выбиралась исходя из условия, чтобы резонансная частота продольной моды колебаний попадала в диапазон 150 - 200 кГц. Геометрическая длина второй (2) пластины выбиралась исходя из условия максимально возможного совпадения резонансных частот одной

моды колебаний для составного резонатора и для отдельно взятой пластины пьезоэлектрика (1).

Исходя из предположения о том, что рентгеновская дифракция будет происходить на второй пластинке, конечной целью расчетов является нахождение тензора дисторсий поля механических смещений именно в этой кристаллической пластине. Симметричная часть этого тензора определяет изменение межплоскостного расстояния кристаллической решетки, а его антисимметричная часть - ее поворот. Написанная программа вычисляет смещение как функцию координат, т.е. нахождение дисторсий предполагает в дальнейшем численное дифференцирование найденных смещений. Однако вычисление производной функции с той же точностью, что и вычисление самой этой функции - сложная задача, и ее решение требует более мелкой сетки. Поэтому целесообразно проводить такие вычисления в три основных этапа. На первом этапе происходит моделирование всего резонатора, затем на полученные собственные значения находится резонансная частота (без учета поглощения). При используемых в расчетах материальных константах значение вычисленной частоты отличалось от экспериментальной величины не более, чем на 1%. На втором этапе также проводилось моделирование всего резонатора, но дополнительно вводилось малое поглощение, а его величина подбиралась таким образом, чтобы при напряжении на первой пластине, соответствующем эксперименту, вычисленное значение тока в цепи соответствовало экспериментально измеренному значению тока. Затем на всех гранях пластины (2) находились значения смещения, отвечающие полученному значению. На третьем этапе решалась задача Дирихле для второй пластины, т.е. вычислялись смещения в пластинке на резонансной частоте с учетом поглощения. При этом в качестве граничных условий задавались смещения, найденные на прошлом этапе моделирования. Дисторсии во второй пластинке вычислялись уже по смещениям, найденным на последнем этапе моделирования. Такой подход позволил уменьшить в несколько раз шаг сетки на последнем этапе численного моделирования в сравнении с начальными этапами.

Если следовать требованиям общепринятых модельных представлений, в рентгенооптической части (т.е. в пластине (2)) исследуемого резонатора должна возбуждаться только лишь продольные колебания, направленные вдоль его оси (т.е. вдоль оси Y текущей системы координат). При этом смещения распределены вдоль этой оси по закону $u = A \cos\left(\frac{\pi}{y} l\right)$, где l – длина пластины (2), и их распределение не зависит от координаты по ширине и толщине пластины. Таким образом, в рамках данной модели, изменение условий рентгеновской дифракции из-за ультразвуковой модуляции происходит только за счет сжатия и растяжения кристаллической пластины вдоль оси Y .

Результаты численных расчетов демонстрируют, что максимальную амплитуду действительно имеют продольные смещения. Их зависимость от координаты Y хорошо описывается функция вида $\cos\left(\frac{\pi}{y} l\right)$. Однако пластина в процессе колебаний испытывает также существенные смещения вдоль осей X и Z , при этом амплитуда этих смещений достигает значений $0.1-0.15A_0$, где A_0 – амплитуда продольных колебаний. При этом смещения распределены неоднородно по ширине и толщине пластины, что приводит к образованию очень сложной картины распределения дисторсии по объему пластины, которая значительно отличается от предсказаний простейшей одномерной модели.

Созданное ультразвуковой волной пространственное распределение волнового поля в пластинах составного рентгеноакустического резонатора определяется двумя основными факторами. Первый фактор – анизотропия кристалла-преобразователя. С этим фактором связан выбор ориентации пластины и выбор кристаллографического направления, вдоль которого распространяется ультразвуковая волна в пластине-преобразователе. Второй фактор – соотношения размеров, в том числе толщин, рентгенооптической пластины и пьезокристаллической части составного резонатора.

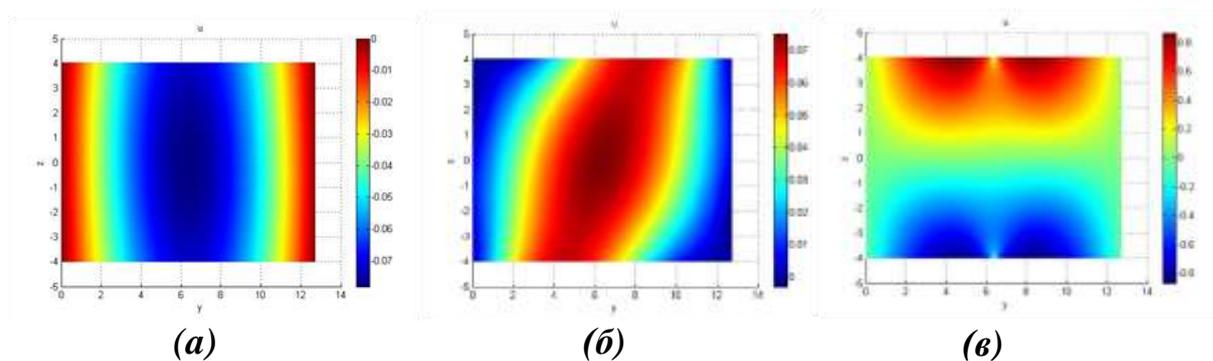


Рисунок 3.9. Пример рассчитанных распределений амплитуды волнового поля ультразвуковых деформаций кристаллической пластины в условиях резонанса на первой гармонике продольных колебаний в случае «чистой моды»

На **рисунке 3.9** представлены примеры расчетов распределений амплитуд ультразвуковых деформаций по трем координатам (x , y , z) кристаллической пластины.

Результаты проведенного моделирования, а также анализ трехмерного распределения деформационного поля, создаваемого в кристалле ультразвуком, позволили получить более точные требования к образцам.

В частности, проведенное моделирование однозначно задает диапазон линейных размеров для кристаллов кварца и кремния, используемых при изготовлении частей рентгеноакустических резонаторов. Для кристаллов кремния целесообразно использовать кристаллические пластины с длиной около 26.6 ± 0.1 мм, а для кристаллов кварца, выступающих в качестве пьезопреобразователей, кристаллические пластины с характерной длиной около 15.9 ± 0.1 мм. Точный подбор геометрических размеров кристаллических пластин позволит возбуждать максимально эффективные колебания на резонансной частоте.

Специально подготовленные резонаторы позволят более прецизионно управлять изменением межплоскостного расстояния в рентгенооптическом элементе, а значит – и более точно изменять параметры рентгенооптической схемы.

3.4. *Выработка условий для практического применения системы*

Реализация разработанных схем возможна как в лабораторных условиях, так и при проведении экспериментов на синхротронных источниках. Причем при использовании лабораторных источников сложно добиться максимальной скорости при сохранении достаточной точности при проведении экспериментов из-за недостатка интенсивности. Поэтому реализация разработанных схем в условиях синхротронных пучков представляется наиболее перспективной. В то же время проведение экспериментов на синхротронных источниках требует учета особенностей рентгеновского пучка и налагает особые условия на используемую рентгеновскую оптику. Для реализации разработанных рентгенооптических схем необходима подготовка пучка, включающая в себя монохроматизацию и коллимацию. Поэтому целесообразным представляется использование кристаллов-монохроматоров и щелевых диафрагм. В то же время максимально возможный размер исследуемых объектов, которые могут быть исследованы с использованием рентгеноакустических элементов, не всегда требуют столь широкого пучка. Поэтому, наряду с ассиметричным монохроматором может применяться и обычный симметричный.

Одной из наиболее перспективных для реализации схем в условиях проведения экспериментов на синхротронных источниках излучения является схема, где в качестве кристалла-анализатора используется рентгеноакустический элемент. В этом случае появляется возможность изучения фазового контраста.

Во втором случае, рентгеноакустический элемент используется в качестве перестраиваемого монохроматора и появляется возможность сканирования образцов при постоянном изменении углового положения рентгеновского пучка. В этом случае, на рентгеноакустический элемент должен падать расходящийся монохроматичный пучок, который может быть сформирован системой монохроматоров и щелями.

Столь высокая гибкость разрабатываемой системы позволяет утверждать, что она будет применима к целому ряду объектов и схем, однако необходимость обеспечения столь широких диапазонов перестройки может создать определенные трудности и накладывает особые ограничения на использование юстировочных подвижек.

Необходимость в широких пределах с высокой точностью перемещать рентгенооптические элементы накладывает особые условия на гониометрические системы и систему автоматизации и управления, применяемые на синхротронных станциях. Необходимо предусмотреть возможность включения всех необходимых настроек в существующую единую систему управления экспериментом, для чего представляется чрезвычайно важным использовать унифицированные двигатели и контроллеры.

В качестве предварительных исследований, описанные в работе методы, экспериментальные схемы и оборудование были использованы для проведения комплексных исследований органических тонкопленочных наноструктур, которые предусматривают детальное изучение структуры монослоев донорно-акцепторных молекул на подложках. Выбор методов структурных исследований в работе основан на физических принципах взаимодействия с веществом излучений различных типов, что обеспечило получение взаимодополняющих сведений об особенностях пленочных структур, что позволило всесторонне характеризовать структуру исследуемых материалов. Следует отметить, что часть экспериментов была проведена с использованием Курчатовского источника синхротронного излучения (станция «Ленгмюр») и оборудования ЦКП ИК РАН (рентгеновский дифрактометр «SmartLab Rigaku»).

ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 3

Проведена разработка рентгенооптических схем, позволяющих реализовать предложенные в рамках настоящего проекта методы регистрации данных. При этом рассмотрены как особенности статических рентгенооптических элементов, так и адаптивных рентгеноакустических резонаторов, которые могут быть использованы в качестве анализаторов и монохроматоров.

Были изготовлены элементы рентгеновской оптики: монохроматоры и анализаторы. В качестве материала для их изготовления выбраны монокристаллы кремния и германия. При этом изготовлены как симметричные, так и асимметричные элементы, которые могут быть использованы в зависимости от запросов на условия эксперимента.

Проведены численные расчеты составных рентгеноакустических резонаторов и установлены параметры кристаллов, влияющие на их функциональные свойства. Определены размеры и ориентации кристаллов, для которых будет реализован случай чистой моды колебаний, когда вдоль поверхности образца будет распространяться стоячая ультразвуковая волна растяжения-сжатия. Причем в центральной области параметр решетки будет изменяться равномерно по пучку и синусоидально по времени.

Выработаны условия для практического применения разработанных комплексов. Установлено, что для использования разработанных схем в условиях синхротронных станций необходима дополнительная подготовка пучка, которая может быть осуществлена с помощью статических элементов рентгеновской оптики.

ГЛАВА 4. ИСПЫТАНИЯ РАНЕЕ СОЗДАНЫХ МАКЕТОВ.

Для проведения испытания ранее созданного макета микротомографа-дифрактометра нами был выбран тестовый образец – зерно ячменя

Зерно любого злака (зерновка) состоит из трех основных частей: зародыша, эндосперма и оболочек. Строение зерновок было исследовано с использованием оптической и электронной микроскопии на продольных и поперечных механических срезах различных частей зерновки. В ходе проведения научно-исследовательских работ, связанных с определением влияния различных факторов на процесс солодоращения ячменя, возникает необходимость проследить изменение структуры зерновки, не нарушая ее целостности. Для проведения исследования внутренней структуры зерна использовалось рентгеновское характеристическое излучение меди ($\text{Cu K}_\alpha = 1.54 \text{ \AA}$).

Зародыш вместе с эндоспермом составляет собственно семя. Зародыш состоит из щитка и зародышевого листа (зачатков почки и первичного стебля), а также зародышевых корешков. Основная часть эндосперма, служащего хранилищем питательных веществ для развития зародыша и молодого растения, представляет собой крупные клетки, заполненные крахмальными зернами. Вблизи зародыша клетки эндосперма не содержат крахмала, так как он был израсходован зародышем при созревании и хранении зерна. Наружная часть эндосперма — алейроновый слой, состоящий из слоев тонкостенных многогранных клеток, содержащих зерна белков и жиров. Зерновку защищают от повреждений и предохраняют зародыш от попадания вредных для него веществ оболочки: наружная — цветочные пленки, затем сросшиеся плодовая и семенная.

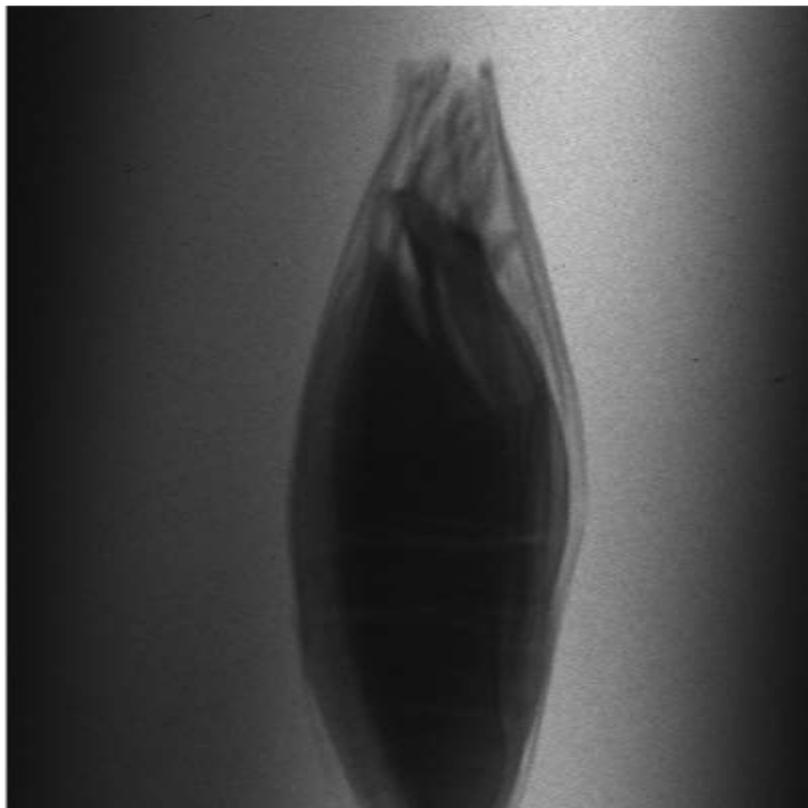


Рисунок 4.1. *Теневая рентгеновская проекция зерновки ячменя*

В ходе проведения эксперимента были получены 180 проекций зерновки ячменя с разрешением 9 мкм и экспозицией 5 секунд каждое. Суммарное время проведения эксперимента составило 1000 секунд.

Объемное изображение, полученное методом рентгеновской томографии (**рисунок 4.2**), иллюстрирует структуру зерновки ячменя. Видно, что цветочные пленки не закрывают основание зерновки, семенная и плодовая оболочки полностью облегают зерновку. На спинной стороне основания зерновки просматриваются главные составные части зародыша: корешок, стебелек и почечка, дающие жизнь новому растению (эти части видны в виде красных уплотнений на более светлом фоне).

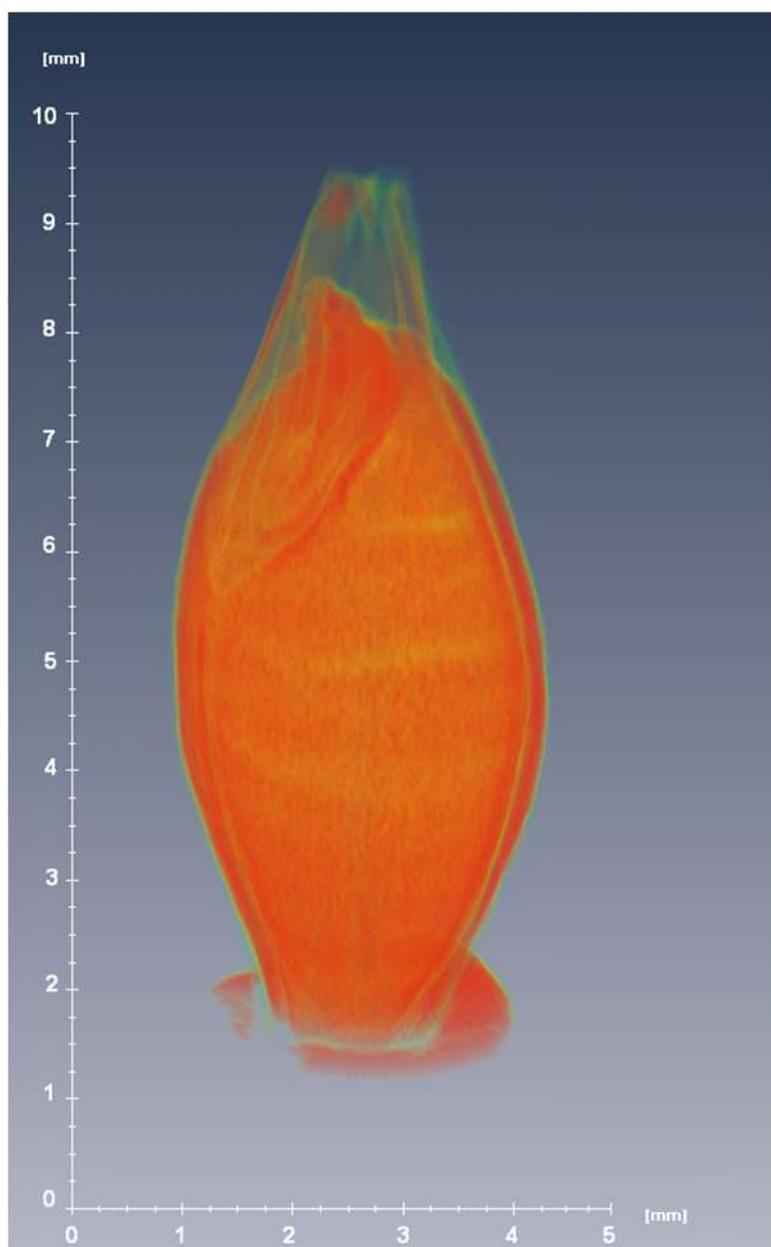


Рисунок 4.2. Объемное изображение зерновки ячменя

«Виртуальные» срезы позволяют более детально изучить происходящие в зерновке процессы. **Рисунок 4.3** иллюстрирует способ получения поперечных срезов. «Виртуальные» срезы можно получать для любой части зерновки в количестве, достаточном для описания изменений морфологии и структуры составных частей зерновки ячменя, происходящих в процессе проращивания ячменя.

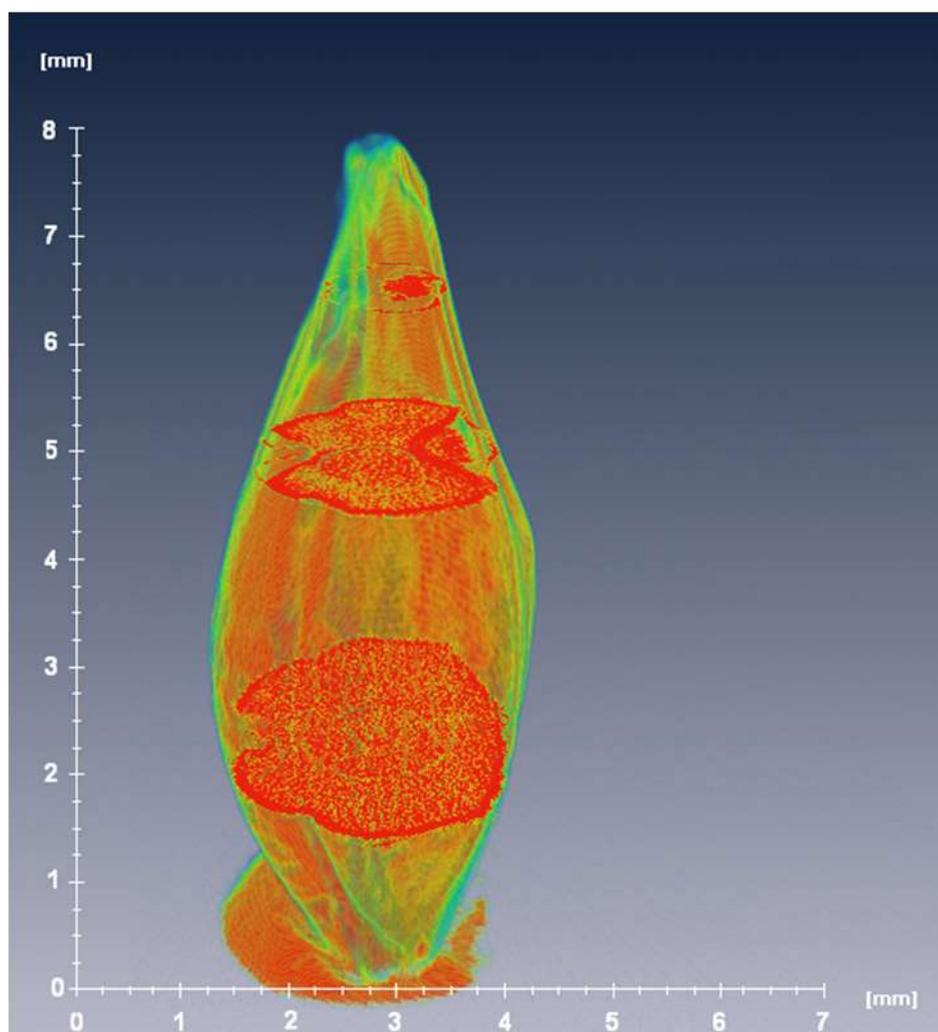


Рисунок 4.3. Плоскости «виртуальных» поперечных сечений различных частей зерновок ячменя.

На **рисунке 4.4** представлен поперечный «виртуальный» срез центральной части зерновки ячменя на горизонтальную плоскость: синий цвет соответствует пустотам, голубой — прозрачным частям зерновки, красный и желтый — плотным частям зерновки (при переходе от желтого к красному плотность увеличивается). В средней части зародыша исходной зерновки четко видны оболочки (тонкие линии голубого цвета), примыкающий к ним слой алейроновых клеток (красный цвет), клетки эндосперма (желтые и красные точки), прилегающий к эндосперму щиток (красная линия внутри эндосперма) и плотные части зародыша.

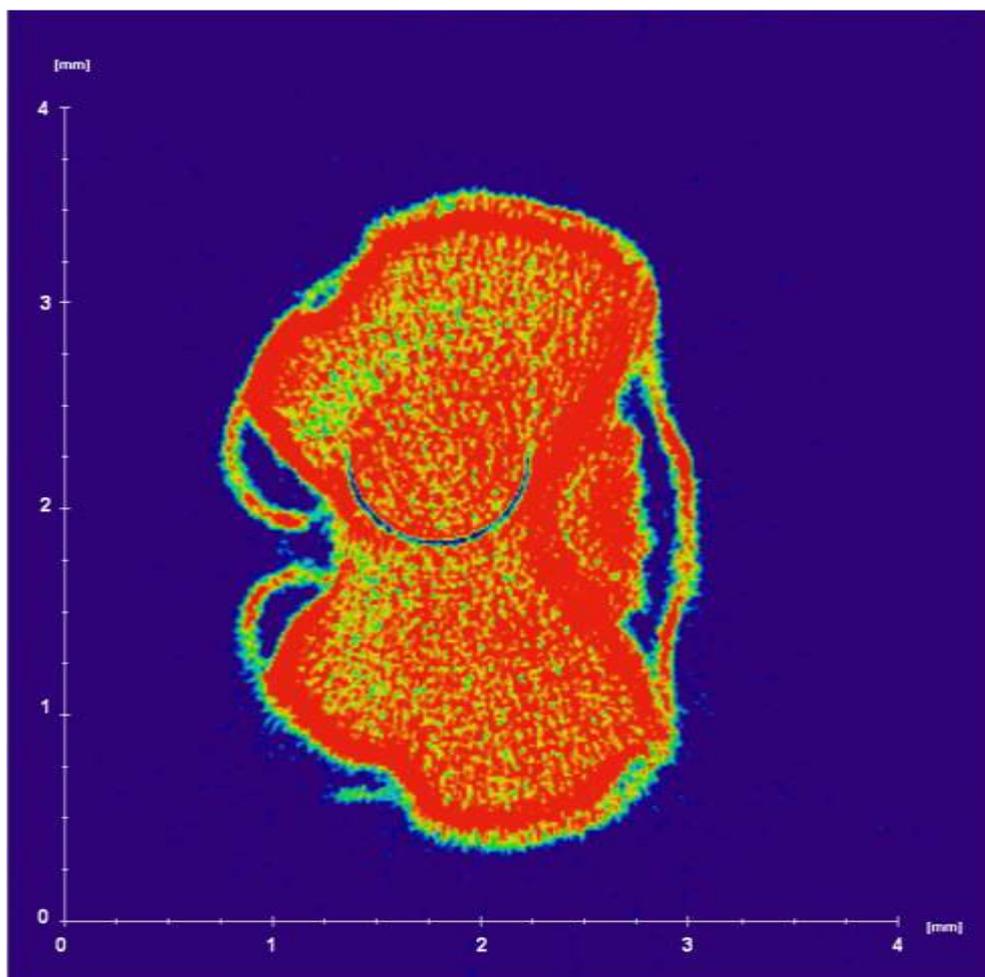


Рисунок 4.4. Поперечный «виртуальный» срез центральной части зерновки ячменя.

Данные о структуре зерновки ячменя, полученные методом рентгеновской томографии, не только полностью совпадают с результатами других методов исследования, но и позволяют иметь представление об изменениях в объеме зерновки на любой стадии проращивания ячменя.

Таким образом, испытания макета микротомографа-дифрактометра можно считать успешными, а сам макет удовлетворяющим требованиям технического задания.

ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 4

В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств проведены испытания макета микротомографа-дифрактометра. Полученные результаты показали, что макет удовлетворяющим требованиям технического задания.

ГЛАВА 5. РАЗРАБОТКА И ДОРАБОТКА УЗЛОВ МАКЕТА РЕНТГЕНОВСКОГО МИКРОТОМОГРАФА-ДИФРАКТОМЕТРА

Узел источника излучения макета рентгеновского микротомографа-дифрактометра был доработан и дооснащен вакуумным коллиматором для увеличения интенсивности рентгеновского излучения.

Доработанный макет макета рентгеновского микротомографа-дифрактометра прошел испытания и удовлетворяет требованиям технического задания.

Составлен «Акт об разработке и доработке узлов макета рентгеновского микротомографа-дифрактометра»

ГЛАВА 6. ПОДВЕДЕНИЕ ИТОГОВ ЭТАПА НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств при выполнении научных исследований (проекта) по теме «Развитие методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных и лабораторных источников» проведено подведение итогов этапа научных исследований.

Установлено, что все запланированные на данном этапе работы проведены в соответствии с планом-графиком исполнения обязательств и техническим заданием по настоящему проекту.

ГЛАВА 7. РАЗРАБОТКА ПРОМЕЖУТОЧНОГО ОТЧЕТА О НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЯХ.

В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств при выполнении научных исследований (проекта) по теме «Развитие методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных и лабораторных источников» проведена разработка промежуточного отчета о научных исследованиях в соответствии с требованиями плана-графика исполнения обязательств по проекту.

ГЛАВА 8. РАЗРАБОТКА ОТЧЕТНОЙ ДОКУМЕНТАЦИИ В СООТВЕТСТВИИ С ТРЕБОВАНИЯМИ ТЕХНИЧЕСКОГО ЗАДАНИЯ И НОРМАТИВНЫХ АКТОВ МИНОБРНАУКИ РОССИИ

В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств при выполнении научных исследований (проекта) по теме «Развитие методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных и лабораторных источников» проведена разработка отчетной документации в соответствии с требованиями технического задания и нормативных актов минобрнауки России.

ГЛАВА 9. РАБОТЫ, ВЫПОЛНЕННЫЕ ИНОСТРАННЫМ ПАРТНЁРОМ. РАЗРАБОТКА СМЕНЩИКА ОБРАЗЦОВ, РАБОЧЕГО ОКРУЖЕНИЯ И МАНИПУЛЯТОРОВ.

9.1. Выбор двигателей, контроллеров и вспомогательных компонентов, проектирование механических узлов, конструирование узлов, программирование сервера устройств, создание управляющей информационной инфраструктуры, тестирование, ввод в эксплуатацию, развитие системы детектора, разработка и производство оптики детектора, программирование сервера камеры.

Работы, проводимые на этом этапе, включают в себя задачи по разработке и оптимизации специализированных программируемых микросхем сбора данных на основе ПЛИС (FPGA) поддерживающих подключение модулей содержащих различные оптические сенсоры. Разработка мощной и гибкой архитектуры детектора была начата в рамках русско-немецкого проекта UFO и была адаптирована для использования в Технологическом Институте г. Карлсруэ (KIT) в рамках проекта STROBOS-CODE.

Разрабатываемая рентгеновская камера на основе КМОП-датчика (CMOS), способного генерировать потоки данных до 50 Гбит/с (до 5000 полных кадров в секунду) является одной из самых скоростных в мире. Три основные аппаратные компоненты находящиеся сейчас в разработке: дочерняя карта оснащённая КМОП-датчиком высокой частоты кадров (Polaris), высокопроизводительной электроникой считывания на базе чипа Virtex-7 FPGA и компактной механики для интеграции камеры в общую систему детектора.

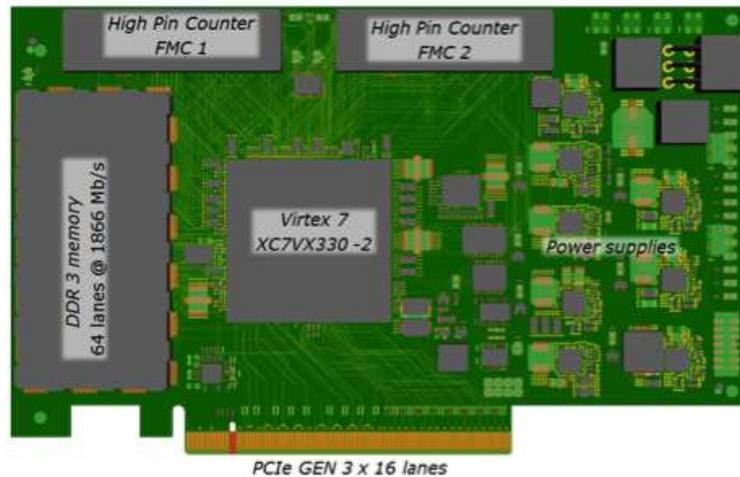


Рисунок 9.1: *Схема платы для высоко-скоростного считывания данных с детектора на базе HiFlex. В конструкции предусмотрены два многопиновых FMC соединения, один слот DDR памяти и процессор Virtex-7 FPGA . Внешнее подключение к компьютеру производится через Gen3 PCIe-x16 со скоростью передачи данных до 128 Gb/s.*

Новая версия платы, содержащая CMOS сенсор (Printed Circuit Board, PCB) в данный момент находится в разработке и будет готова в 2015 году. Во второй версии PCB разъемы и порты для быстрого считывания совместимые со стандартом HiFlex и процессорами Virtex-7 Xilinx будут модернизированы для более универсального использования. Высоко-скоростная плата считывания изображена на рис. 9.1. Эта плата базируется на стандартном дизайне и проектирована для считывания информации с детектора, её обработки и пересылки обработанных данных через интерфейс PCIe Gen 3. Для пересылки данных с необходимой для КИТ скоростью драйвер прямого доступа к памяти устройства (Direct Memory Access, DMA) для того, чтобы он был полностью совместимым с Gen 3 IP-Core присутствующим в процессорах Virtex-7 FPGA. DMA позволяет пересылать данные с пропускной способностью (в среднем) до 6 GB/s. Рис. 9.2 демонстрирует производительность достигнутую при использовании 8 линий интерфейса PCIe Generation 3.

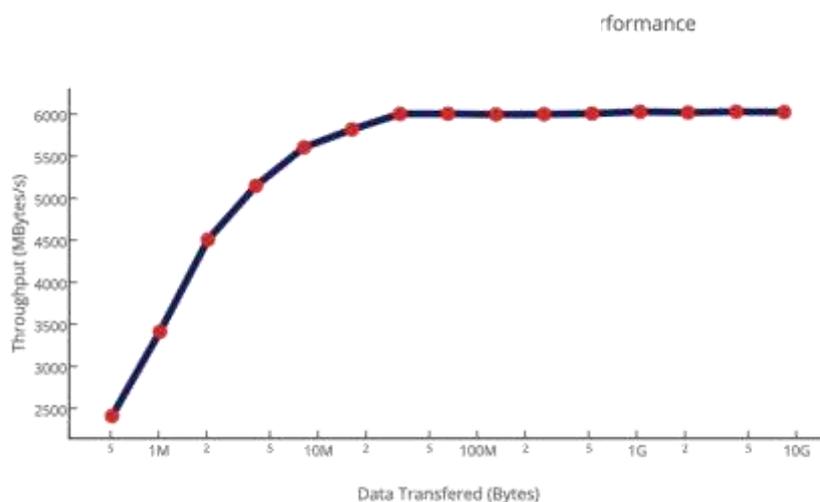


Рисунок 9.2: Производительность архитектуры KIT-DMA достигнутую при использовании 8 линий интерфейса PCIe Generation 3. DMA архитектура полностью совместима с платами считывания HiFlex.

Окончательная версия механической части камеры с системой охлаждения изготовлена на основе дизайна разработанного в сотрудничестве с Институтом кристаллографии РАН. Первое испытание системы охлаждения было выполнено с первым поколением быстрой интеллектуальной камеры. Система способна достигать температуры до $-5\text{ }^{\circ}\text{C}$ без конденсации воды на сенсоре, благодаря вакуумной системе вокруг КМОП чипа. Чертеж камеры показан на рисунке 9.3. Первый прототип механики был успешно интегрирован в сверхбыстрый детектор.

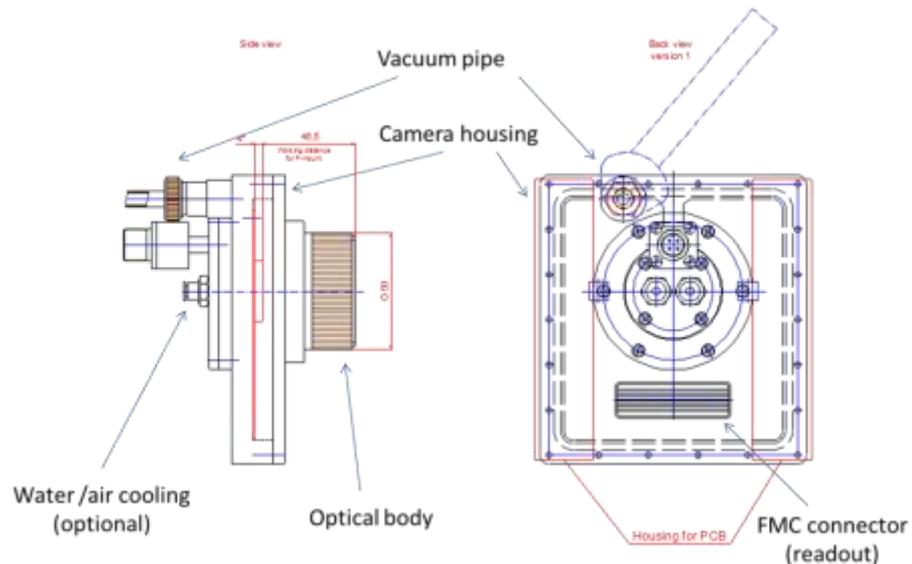


Рисунок 9.3: Чертёж корпуса для быстрой рентгеновской камеры. CMOS сенсор находится целиком внутри вакуумированного корпуса.

Манипуляторы управления и смены образца и их окружение являются неотъемлемой частью полнофункциональной опытной рентгеновской микроскопической станции. Процедура покупки компонентов для манипуляторов образца частично завершена. Этап их разработки был завершён, монтаж, тестирование и ввод в эксплуатацию компонентов продолжается.

Компоненты и устройства расширения для настройки демонстрационного стенда были интегрированы в систему управления под названием "Concert". Новая управляемая система "Concert" для быстрого проведения экспериментов является базой для схемы управления с обратной связью на основе получаемых изображений, интегрируя вычислительные узлы и быстрое измерительное рентгеновское оборудование. Стандартные приборы работающие на экспериментальных станциях могут по-прежнему управляться через Tango-драйверы. Параллельная библиотека вычислений проекта UFO и прямой доступ к смарт-камерам UFO с встроенной системой обработки данных были успешно интегрированы между собой. По этим интерфейсам сложные алгоритмы в программном и аппаратном обеспечении могут конфигурироваться и управляться.

"Concert" уже используется для решения многих задач автоматизации и управления и оказался мощным инструментом для оптимизации работы синхротронной станции. Некоторые методы оптимизации для онлайн-управления процессом были разработаны для проведения общих задач эксперимента. Список интегрированных в настоящее время функций в "Concert" включает фокусировку, выравнивание оси вращения образца, определение положения рентгеновского пучка, центрирования оси вращения и других алгоритмов. Все эти алгоритмы используются периодически до или в ходе эксперимента и обеспечивают значительное ускорение по сравнению с ручным управлением. Кроме того был разработан, автоматизированный процесс проведения эксперимента, который упрощает стандартные эксперименты, проводимые на линии пучка. Он включает в себя так же сбор данных для хранения и обработки данных, что упрощает процедуру эксперимента и позволяет пользователям видеть результаты онлайн, например, томографическую реконструкцию, показанную на рисунке 2.9.5, где данные обрабатываются онлайн. Пользователь может оценить качество томографии прямо в ходе эксперимента. Благодаря "Concert" и реализованным алгоритмам, объединяющим сбор данных, хранение и онлайн реконструкцию, мы успешно автоматизировали большинство экспериментальных методик. Проведение высокоскоростных экспериментов поддерживается очень эффективным способом. Принцип новой системы управления был представлен на международной конференции.

Существующая система смены образца была модернизирована, чтобы интегрировать держатели образцов с 5 степенями свободы (3 поступательные и 2 вращательные). Новые держатели образцов значительно повысили точность и скорость существующего сменщика образцов, а также улучшили воспроизводимость результатов, получаемых на экспериментальной станции.

Была продолжена интеграция окружения образца предоставляемого пользователем, чтобы расширить возможности визуализации при исследовании сверхбыстрых процессов в материалах для различных научных приложений.

Две установки были успешно использованы и результаты измерений опубликованы. На рисунке 9.4 показана установка для визуализации распределения материала при абляции во время лазерной вспышки при синтезе наночастиц в жидкостях. Задача в этом случае была в синхронизации лазерных импульсов с процессом получения изображения. Яркие опорные кадры были бы получены незадолго до формирования плазменного пузыря, в то время, как камера была еще в состоянии записать достаточное количество кадров его расширения, коллапса и последующего отскок. С этой целью периодический триггер генератора лазерного излучения, подавали одновременно в цепочки задержки считывания кадра и заслонки рентгеновского излучения. Задержка запуска была использована для определения восходящего фланга сигнала камеры затвора, а его окончание регулировалось пользователем. Сигнал камеры затвора был использован, чтобы определить начало и конец записанной последовательности. Таким образом, можно было быстро определить требуемую задержку и длину последовательности записи.

На рисунке 9.5 показана установка для исследования формы пузырьков Тейлора. Пузыри равной формы создавались периодически. Экспериментальная камера медленно вращалась так, что поддерживалась проекция изображения с заданным углом, в то время как пузырьки быстро росли в капилляр. После сбора достаточного количества пузырьков, процесс записи был остановлен, а скорость пузыря и вязкости жидкости были скорректированы. Для того чтобы избежать чрезмерного количества пустых кадров, два фотоэлектрических реле были помещены непосредственно под и над пересечением пучка рентгеновских лучей с детектором. Эти сигналы были использованы для определения моменты срабатывания триггера камеры, что позволило получать изображения только тогда, когда пузырь присутствовал. Кроме того, программное обеспечение управляемой реле камерой используется для переключения камеры между системой запуска рентгеновского луча и входящим в комплект образца триггерной системы окружающей среды.

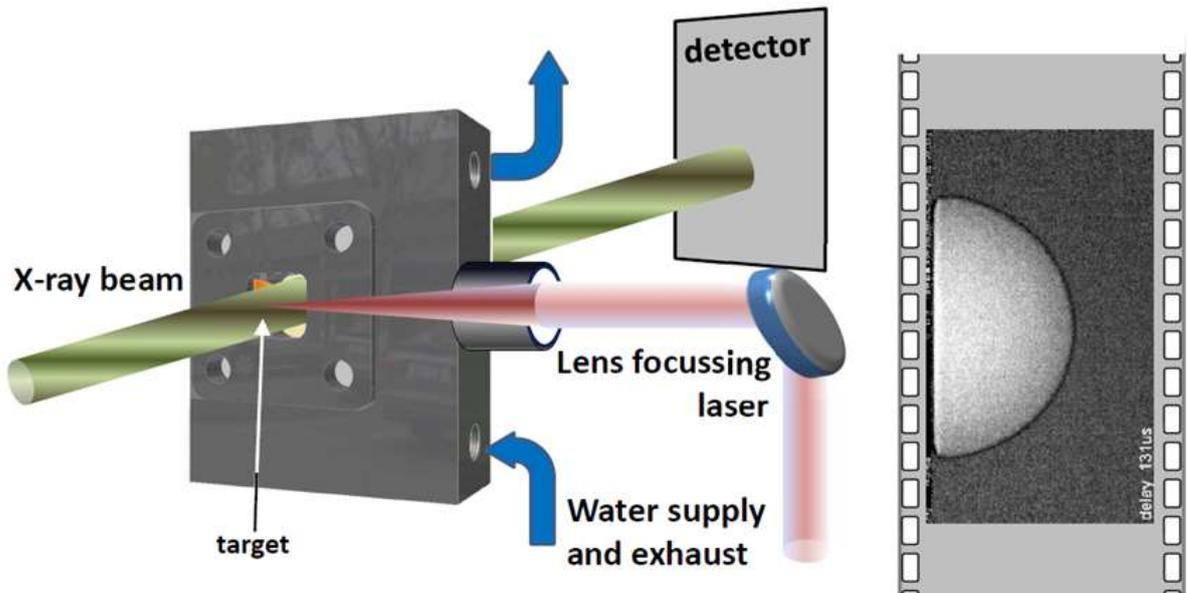


Рисунок 9.4 Рентгеновская радиография и сканирующее SAXS отслеживание распределение вещества в процессе лазерной абляции в процессе формирования наночастиц в жидкости.

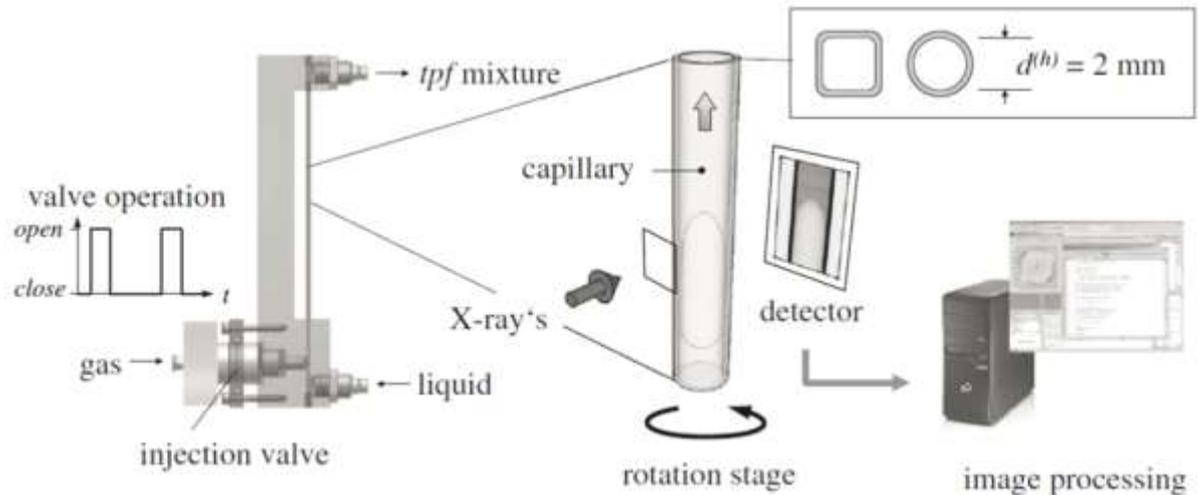


Рисунок 9.5 Диаграмма проведения радиографической и томографической визуализации.

ВЫВОДЫ К ГЛАВЕ 9

В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств проведена разработка сменщика образцов, рабочего окружения и манипуляторов, в том числе:

- проведен выбор двигателей, контроллеров и вспомогательных компонентов;

- проведено проектирование механических узлов;
- выполнено конструирование узлов;
- проведено программирование сервера устройств;
- создана управляющая информационная инфраструктура;
- проведено тестирование;
- осуществлен ввод в эксплуатацию;
- проведено дальнейшее развитие системы детектора;
- выполнена разработка и производство оптики детектора;
- выполнено программирование сервера камеры.

Полученные результаты показали, что выполненные работы удовлетворяют требованиям технического задания.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сведения о выполненном этапе проекта.

В отчете представлены результаты исследований, выполненных по 2 этапу Соглашения № 14.616.21.0005 о предоставлении гранта в форме субсидии, по теме "Развитие методов и оборудования сверхбыстрой томографии и стробоскопии для времяразрешающего имиджинга с использованием синхротронных и лабораторных источников" (шифр заявки "2014-14-588-0001-026") от 17 сентября 2014 г. по научному направлению "Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014 - 2020 годы" в рамках мероприятия 2.2 «Поддержка исследований в рамках сотрудничества с государствами — членами Европейского союза». Тип финансирования «616 Мер.2.2. Поддержка исследований в рамках сотрудничества со странами Европейского союза физическими и юридическими лицами». Лот №2014-14-588-0001.

Краткие выводы по выполненным на этапе работам.

- 1 На основе проведенного анализа существующих рентгеновских детекторов с учетом требований по быстродействию и разрешению была произведена разработка детекторов двух конструкций – на основе CMOS-сенсора с использованием сцинтиллятора и CCD-сенсора прямого преобразования фотонов. Созданная оптическая система в совокупности с разрабатываемым быстрым рентгеновским детектором позволили провести лабораторные томографические исследования с параметрами, удовлетворяющими техническому заданию.
- 2 Проведен анализ существующих вариантов реализации параллельных вычислительных процессов сборки и обработки данных. Определены наиболее скоростные решения и выяснено, что наиболее подходящими вариантом реализации для выполнения настоящего проекта является решение, основанное на использовании графических процессоров, которые обла-

дают высоким быстродействием и все чаще, наряду с обработкой графического ядра в разнообразных компьютерных программах, применяются для научных целей.

- 3 Разработаны рентгенооптические схемы обеспечивающие проведение томографических экспериментов с использованием адаптивных рентгеноакустических элементов. Предложены две удобные и эффективные схемы реализации.
- 4 Проведены численные расчеты размеров рентгеноакустических элементов, которые будут обеспечивать требуемые характеристики перестройки параметров рентгеновского пучка в томографических экспериментах со стробоскопическим трактом.
- 5 В соответствии с планом-графиком исполнения обязательств проведены испытания макета микротомографа-дифрактометра. Полученные результаты показали, что макет удовлетворяющим требованиям технического задания.

Оценка полноты решения задач, поставленных на отчётном этапе.

Задачи, поставленные на 2 этапе решены полностью.

В соответствии с условием Соглашения на втором этапе работ Получателем субсидии выполнены следующие работы, обозначенные в Плане-графике:

2.1. Разработка быстрого рентгеновского детектора:

- Выбор высокоскоростной CMOS-камеры
- Выбор детектора прямого преобразования фотонов;
- Оценка подходящей конструкции оптической системы.

2.2. Создание эффективной параллельной вычислительной системы для сбора и обработки данных:

- Исследование существующих реализаций вычислительных систем и описание требований к их структуре;
- Проектирование структуры программного обеспечения, сборка вычислительной платформы с использованием GPU;

2.3. Разработка рентгенооптических схем;

- Расчет параметров рентгенооптических схем и статической оптики;
- Изготовление рентгеновской оптики (монохроматоры, анализаторы);
- Расчет параметров рентгеновской акустооптики;
- Выработка условий для практического применения системы.

2.4. Испытания ранее созданных макетов.

2.5. Разработка и доработка узлов макета рентгеновского микротомографа-дифрактометра.

2.6. Подведение итогов этапа ПНИ.

2.7. Разработка промежуточного отчета о ПНИ.

2.8. Разработка отчетной документации в соответствии с требованиями Технического задания и нормативных актов Минобрнауки России.

Перечень работ выполненных Иностранного партнером:

2.9. Разработка сменщика образцов, рабочего окружения и манипуляторов.

- выбор двигателей, контроллеров и вспомогательных компонентов;
- проектирование механических узлов;
- конструирование узлов;
- программирование сервера устройств;
- создание управляющей информационной инфраструктуры
- тестирование;
- ввод в эксплуатацию;
- развитие системы детектора.
- разработка и производство оптики детектора;
- программирование сервера камеры

Ссылка на официальный сайт получателя субсидии, на котором размещены сведения о ходе выполнения проекта: <http://crys.ras.ru>

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- [1] G. Charpak, R. Bouclier, T. Bressani, J. Favier and S. Zupansis. „The use of multiwire proportional counters to select and localize charged particles.” // Nucl. Inst. and Meth., Vol 62, Iss 3, (1968), Pages 262-268.
- [2] Заневский Ю.В. и др. «Автоматизированные позиционно-чувствительные детекторы для структурных и радиоизотопных исследований» Препринт ОИЯИ Д13-88-602, Дубна, 1988
- [3] Fuchs, T.; Kachelriess, M.; Kalender, W.A. “Direct comparison of a xenon and a solid-state CT detector system: measurements under working conditions” // Medical Imaging, IEEE Transactions on Volume 19, Issue 9, Sept. 2000 Page(s):941 – 948
- [4] The mar345 Image Plate Detector (<http://www.marresearch.com/products.mar345.html#item3>)
- [5] Г.В.Фетисов. Синхротронное излучение. Методы исследования структуры веществ. Под редакцией Л.А.Асланова Издательство М.: Физматлит -2007 – 672 с. - ISBN 978-5-9221-0805-8.
- [6] <http://www.mar-usa.com/>
- [7] <http://www.photonic-science.co.uk/>
- [8] U. Wiesemann. The Scanning transmission X-ray microscopy at BESSY-II. Dissertation for the degree of doctor of philosophy in physics. University of Göttingen, 2003.
- [9] <http://www.princetoninstruments.com/products/xraycam/>
- [10] http://www.photonic-science.co.uk/cameras_v2.html
- [11] T. Weitkamp, Imaging and Tomography with High Resolution Using Coherent Hard Synchrotron Radiation, Cuvillier Verlag, Göttingen, 2002, and PhD thesis, Universität Hamburg, 2002.
- [12] А.В. Андреев, В.Е. Асадчиков, А.В. Бузмаков, А.А. Коновко, С.В. Кузин, А.А. Перцов, Ю.В. Пономарев, Р.А. Сенин, И.С. Смирнов, С.В. Шестов,

- В.Н. Шкурко “Двумерное увеличение изображения в рентгеновском микроскопе асимметричного отражения.” // Письма в ЖЭТФ, том 85, вып. 1, 2007 г., с. 106-108
- [13] Овчинников А.М., Ильин А.А., Овчинников М.Ю. Принцип работы и устройство активно-пиксельных датчиков. ИПМ им. М.В. Келдыша РАН, Препринт. http://www.keldysh.ru/papers/2003/prep85/prep2003_85.html
- [14] www.skyscan.be
- [15] J. H. Kinney, S. R. Stock, M. C. Nichols, U. Bonse, T.M. Breunig, R. Saroyan, R.Nusshardt, Q. C. Johnson, F. Busch, S. D. Antolovich. Non-destructive Investigation of Damage in Composites using X-ray Omographic Microscopy (XTM), Journal of Materials Research, 5, 5, pp.1123-1129 (1990).
- [16] C. Rau, T. Weitkamp, A. Snigirev, C. Schroer, B. Benner, J. Tummler, T. Gunzler, M.Kuhlmann, B. Lengeler, C. Krill, K. Doebrich, D. Michels. Tomography with high resolution, Proceedings of SPIE, 4503 (2002).
- [17] F. García-Moreno, A. Rack, L. Helfen, T. Baumbach, S. Zabler, N. Babcsán, J. Banhart, T. Martin, C. Ponchut, M. DiMichiel. Fast processes in liquid metal foams investigated by highspeed synchrotron X-ray micro-radioscopy, Appl. Phys. Lett., 92, pp. 134104-1-134104-3 (2008).
- [18] A. Rack, T. Weitkamp, S. Bauer Trabelsi, P. Modregger, A. Cecilia, T. dos Santos Rolo, T. Rack, D. Haas, R. Simon, R. Heldele, M. Schulz, B. Mayzel, A. N. Danilewsky, T. Waterstradt, W. Diete, H. Riesemeier, B. R. Müller, T. Baumbach. The micro-imaging station of the TopoTomo beamline at the ANKA synchrotron light source, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B, 267, 11, pp. 1978-1988 (2009).
- [19] A. Cecilia, A. Rack, P.-A. Douissard, T. Martin, D. Pelliccia, P. Vagovič, T. dos Santos Rolo, M. Couchaud, K. Dupré, T. Baumbach. Characterization of LSO:Tb scintillator films for high resolution X-ray imaging applications, accepted for publication in Nuclear Instruments and Methods A (2009).
- [20] A.C. Kak, M. Slaney. Principles of computerized tomographic imaging. IEEE Press, New York (1988).

- [21] P.E. Danielsson. Iterative techniques for projection and backprojection. Technical report, Department of Electrical Engineering Linköping University (1997).
- [22] K. Mueller. Fast and accurate three-dimensional reconstruction from cone-beam projection data using algebraic methods. PhD thesis, The Ohio State University (1998).
- [23] K. Mueller, R. Yagel, and J.J. Wheller. Fast implementations of algebraic methods for three-dimensional reconstruction from cone-beam data. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 6, 18, p. 538548 (1999).
- [24] M. P. Hentschel, A. Lange, J. Schors. Direct iterative reconstruction of computed tomography trajectories (DIRECT) *Proc. SPIE*, 5766, 25 (2005).
- [25] J. Roerdink, M. A. Westenberg. Data-parallel tomographic reconstruction: a comparison of filtered backprojection and direct Fourier inversion, *Parallel computing*, 24, pp. 2129-2142 (1998).
- [26] L. Helfen, A. Myagotin, A. Rack, P. Pernot, P. Mikulik, M. Di Michiel, T. Baumbach. Synchrotron-radiation computed laminography for high-resolution three-dimensional imaging of flat devices. *Physica status solidi A: Applications and Materials Science*, 204, 8, pp. 2760-2765 (2007).
- [27] H. Matsuo, A. Iwata, I. Horiba, N. Suzumura. Three-dimensional image reconstruction by digital tomo-synthesis using inverse filtering. *Medical imaging*, 12, 2 (1993).
- [28] G. Lauritsch, W. Haerer. Theoretical framework for filtered back projection in tomosynthesis, *Proc. SPIE Medical Imaging*, 3338, pp. 1127-1137 (1998).
- [29] M. D. Jones, R. Yao, C. P. Bhole. Hybrid MPI-OpenMP Programming for Parallel OSEM PET Reconstruction, *IEEE Trans. on nuclear science*, 53, 5 (2006).
- [30] M. A. Westenberg, J. Roerdink. Parallelisation of tomographic reconstruction methods. Master Thesis. Rijksuniversiteit Groningen (1996).
- [31] A. Myagotin A. Voropaev. Efficient 3D reconstruction algorithms for computed laminography with parallel beam geometry. Technical report on scientific project Nr. 320/20391375/ISS (2009).

- [32] A. Voropaev. Reconstruction Algorithms for Parallel-Beam Computed Laminography: Development, Optimization, and Implementation. Master Thesis. Saarland University (2009).
- [33] H. Gao, L. Zhang, Y. Xing, Z. Chen, J. Cheng. An Improved Form of Lino-gram Algorithm for Image Reconstruction, IEEE Trans. on nuclear science, 55, 1 (2008).
- [34] D. Gottlieb, B. Gustafsson, P. Forssen. On the direct fourier method for com-puter tomography. IEEE Transactions On Medical Imaging, 19, 3, pp. 223–232 (2000).
- [35] P. Toft. The Radon transform theory and implementation. PhD thesis, Tech-nical University of Denmark (1996).
- [36] Nvidia, Cuda zone <http://www.nvidia.com/cuda>.
- [37] J. D. Owens, M. Houston, D. Luebke, et al., GPU computing, Proceedings of the IEEE, 96, 5, pp. 879-899 (2008).
- [38] OpenCL: The open standard for parallel programming of heterogeneous sys-tems <http://www.khronos.org/opencvl>.
- [39] M. Kachelrieß, M. Knapp, O. Bockenbach. Hyperfast perspective conebeam backprojection, Proc. IEEE Nuclear Science Symposium, 3, pp. 1679-1683 (2006).