

ЛАБОРАТОРНАЯ РЕНТГЕНОВСКАЯ МИКРОТОМОГРАФИЯ: МЕТОД ВОССТАНОВЛЕНИЯ ВНУТРЕННЕЙ ТРЕХМЕРНОЙ СТРУКТУРЫ ОБЪЕКТОВ РАЗЛИЧНОЙ ПРИРОДЫ

© 2024 г. Д. А. Золотов^{1,*}, А. В. Бузмаков¹, И. Г. Дьячкова¹, Ю. С. Кривоносов¹, Ю. И. Дудчик², В. Е. Асадчиков¹

¹Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова Курчатовского комплекса кристаллографии и фотоники
НИИ “Курчатовский институт”, Москва, Россия

²НИИПП им. А.Н. Севченко БГУ, Минск, Белоруссия

*E-mail: zolotovden@yandex.ru

Поступила в редакцию 25.12.2023 г.

После доработки 25.12.2023 г.

Принята к публикации 26.12.2023 г.

Представлена краткая ретроспектива развития лабораторной рентгеновской микротомографии в Институте кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН (ИК РАН). Приведены основные методы и подходы, позволившие повысить информативность микротомографических измерений, таких как использование монохроматического излучения, применение метода фазового контраста и метод дифракционной томографии (топо-томографии). Описаны конструкции приборов, созданных и функционирующих в ИК РАН, и представлены некоторые экспериментальные результаты, полученные на них.

DOI: 10.31857/S0023476124020207, EDN: YRXOJK

ВВЕДЕНИЕ

Неразрушающие методы исследования и контроля реальной структуры различных объектов являются основой современного материаловедения, кристаллографии, медицины и других областей науки. Несомненный интерес представляет получение объемного изображения реальной структуры. Для решения данной задачи широкое развитие получили методы рентгеновской томографии и топо-томографии. Получение доступа к станциям синхротронного излучения (СИ) часто является довольно сложной процедурой. По этой причине существует очевидная потребность в разработке и внедрении методов рентгеновской томографии и топо-томографии в производственные и научно-исследовательские лаборатории. Для выполнения соответствующих исследований в Институте кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН (ИК РАН) созданы различные лабораторные рентгеновские приборы.

РЕНТГЕНОВСКАЯ АБСОРБЦИОННАЯ МИКРОТОМОГРАФИЯ

Рентгеновская микротомография является одним из основных диагностических методов исследования трехмерной структуры объектов,

непрозрачных в видимом диапазоне. Основная идея метода — получить информацию о пространственной структуре объекта по набору его проекционных изображений (проекций).

При проведении томографических исследований важно правильно выбрать характеристики применяемого в экспериментах рентгеновского излучения. Они должны быть таковы, чтобы, с одной стороны, объект с размерами 0.01–10 мм не стал для лучей совершенно непрозрачным, а с другой — поглощение в образце было все же существенным, например, для проведения измерений структуры мягких биологических тканей. Оптимальной для исследования биологических объектов размером 1–10 мм можно считать область, где контраст, определяемый как отношение поглощения рентгеновских лучей образцом и окружающей средой (водой), равен 0.2–0.8. Этому условию соответствует излучение с длинами волн 0.5–1.5 Å, которое можно эффективно генерировать с помощью рентгеновских трубок с анодами из меди, молибдена, хрома и серебра, использующихся в традиционных рентгеновских дифрактометрах [1].

На протяжении последних 20 лет в ИК РАН разрабатываются рентгеновские микротомографы, предназначенные для исследования объектов с разным разрешением (табл. 1). [2–4]. В конструкции

Таблица 1. Краткие характеристики созданных микротомографов

Поле зрения, мм ²	Разрешение, мкм	Тип используемого детектора	Используемые рентгенооптические элементы
0.1 × 100	150	Линейный позиционно чувствительный детектор с линией задержки	Многоэлементная пузырьковая линза Асимметрично срезанные совершенные кристаллы монохроматоры
10 × 10	13	ПЗС-матрица 1024 × 1152 пикселя	
1 × 1	6	ПЗС-матрица 2048 × 2048 пикселя	
0.6 × 0.6	1–2	ПЗС-матрица 2048 × 2048 пикселя	

этих микротомографов используется как проекционная геометрия измерений, так и схемы с использованием рентгенооптических элементов, позволяющих достигать разрешения на уровне 1–2 мкм. Однако применение микротомографов с высоким разрешением оказалось непрактичным в лабораторных условиях, так как измерения, проводимые на них, ввиду малой интенсивности генерируемого рентгеновской трубкой излучения занимали несколько часов, а иногда и несколько дней.

На основании опыта, полученного при разработке предыдущих микротомографов, авторами настоящей работы был создан лабораторный рентгеновский микротомограф “ТОМАС”. При его разработке стояла задача создать автоматический лабораторный измерительный прибор с возможностью реализации различных микротомографических схем с использованием разнообразных рентгеновских детекторов, источников рентгеновского излучения и геометрий измерения.

В конструкции рентгеновского микротомографа “ТОМАС” принципиально необходимыми частями являются источник рентгеновского излучения с системой формирования рентгеновского пучка, система позиционирования исследуемого образца (гониометр) и детектор, регистрирующий прошедшее через объект излучение (рис. 1).

В отличие от традиционных лабораторных рентгеновских микротомографов, использующих микрофокусные источники рентгеновского излучения, в конструкции микротомографа “ТОМАС” применяются традиционные трубки типа БСВ (АО “Светлана-Рентген”, Россия) для рентгеноструктурного анализа с размером фокусного пятна ~1 мм с анодами из Cr ($K_\alpha = 5.4$ кэВ), Cu ($K_\alpha = 8.0$ кэВ), Mo ($K_\alpha = 17.5$ кэВ) и Ag ($K_\alpha = 22.1$ кэВ). Это позволяет проводить измерения как с применением монохроматического характеристического излучения (при использовании кристалла-монокроматора), так и полихроматического (тормозного) излучения. Отметим, что использование монохроматического излучения при

измерении томограммы позволяет восстанавливать истинное значение коэффициента линейного ослабления μ , что является необходимым для исследования элементного состава изучаемого объекта. Измерения в полихроматическом спектре позволяют увеличить интенсивность пучка рентгеновского излучения и тем самым сократить экспозицию одного кадра при сохранении соотношения сигнал–шум.

В качестве кристалла-монокроматора используется пиролитический графит C(0004) (средняя монохроматизация пучка, размер пучка на объекте ~2 см) или монокристалл кремния Si(111) (высокая степень монохроматизации, размер пучка на объекте ~0.2 см). Исследуемый образец размещается на гониометре, ось вращения которого вертикальна. Прибор оборудован рентгеновским детектором XIMEA xiRAY11 (XIMEA, Словакия), позволяющим получать изображения с разрешением 9 мкм при поле зрения 36 × 24 мм².

Томографическая реконструкция полученных результатов может проводиться методом FBP или алгебраическим методом CGLS с использованием видеокарты для ускорения вычислений [5].

Созданный микротомограф “ТОМАС” полностью автоматизирован и предназначен для проведения регулярных томографических исследований с возможностью реализации новых схем проведения измерений.

В качестве примера проведенных исследований на микротомографе можно привести изучение конкрементов лимбической системы человека. Физиологическая (церебральная) внутричерепная кальцификация – состояние, часто наблюдаемое рентгенологами и связанное со старением. Оно протекает бессимптомно и обнаруживается случайно при нейровизуализации. Отложения солей кальция (кальцификатов) могут локализоваться в различных отделах головного мозга: в шишковидной железе, хороидных сплетениях и т.д. Физиологическая кальцификация церебральных структур клинически незначима, однако состав и причины внутричерепных кальцификатов остаются

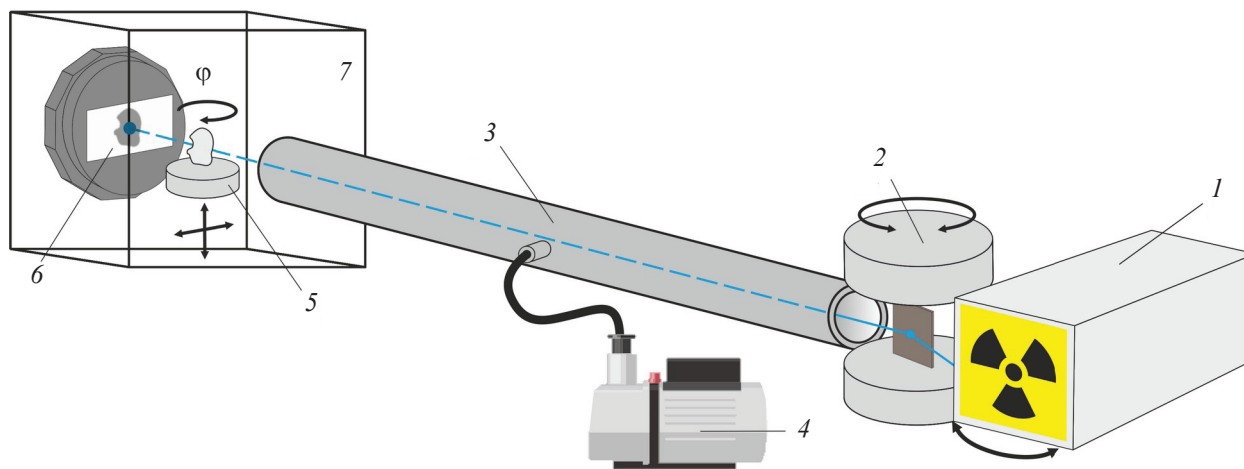


Рис. 1. Схема рентгеновского микротомографа “ТОМАС”: 1 – источник рентгеновского излучения (рентгеновская трубка), 2 – блок монохроматора, 3 – вакуумный путь (коллиматор), 4 – вакуумный насос, 5 – исследуемый образец на системе позиционирования, 6 – рентгеновский детектор, 7 – зона локальной радиационной защиты.

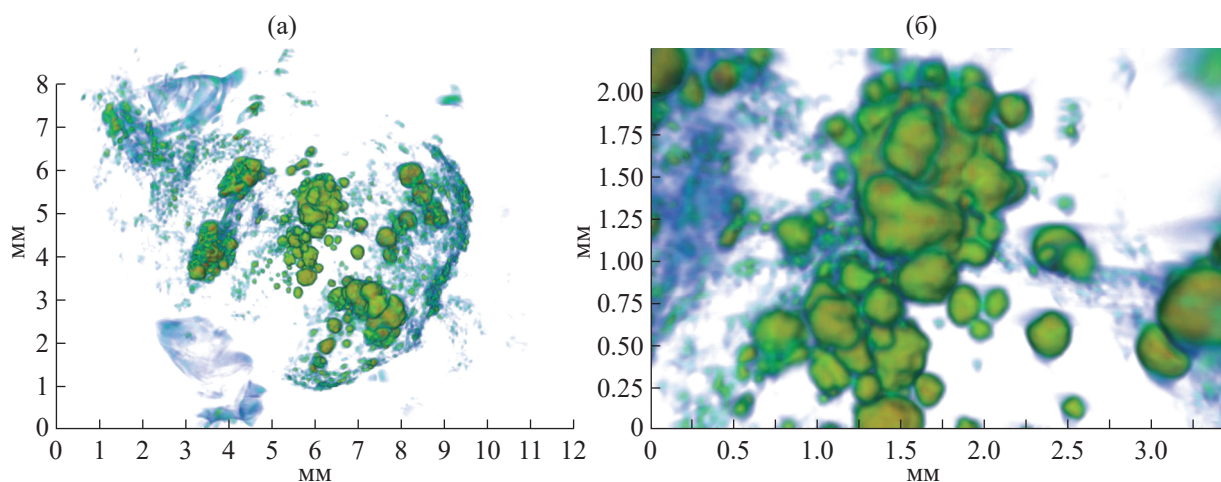


Рис. 2. Результаты микротомографического исследования образца шишковидной железы. Справа показан увеличенный фрагмент, содержащий исследуемые конкременты.

неизученными. Изучение кальцифицированных отложений, возникающих одновременно в различных структурах головного мозга, способствует пониманию механизма формирования конкрементов. Кроме того, они могут служить основой для выявления и сопоставления патологических и физиологических изменений, происходящих в структурах мозга, содержащих кальцификаты.

Проведено детальное исследование физиологических кальцификатов в шишковидной железе и хороидном сплетении головного мозга человека с использованием метода рентгеновской микротомографии. Полученные результаты показали, что размер отдельных конкрементов может достигать сотен микрометров, а агрегированных

конгломератов — до нескольких миллиметров (рис. 2). Кальцификаты в хороидном сплетении имеют преимущественно правильную сферическую форму с концентрической слоистой структурой, развивающейся из единого первичного центра их образования [6].

С целью определения возможностей применения микротомографии для медицинских исследований проведены *in vitro* рентгенографические измерения желчных камней человека. Из результатов измерений были восстановлены линейные коэффициенты ослабления рентгеновского излучения холестериновых конкрементов [7, 8]. Хорошее совпадение экспериментально полученных коэффициентов поглощения желчных камней

с расчетными на основе табличных данных для чистого холестерина позволило предположить, что томографический метод может быть использован для прижизненной диагностики камней холестеринового типа. В желчных камнях обнаружены слоистые образования, которые по своему составу могут быть модификациями карбоната кальция. Показано, что внутренняя структура желчных камней неоднородна и содержит многочисленные полости и трещины, образованные в процессе роста камня. Оценка пористости желчных камней важна, поскольку может влиять на скорость растворения камня при лечении литолитическими методами.

РЕНТГЕНОВСКАЯ ДИФРАКЦИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ (ТОПО-ТОМОГРАФИЯ)

Кристаллические материалы находят широкое применение в таких отраслях науки и техники, как оптика, акустика, лазерная техника и микроэлектроника. Во всех названных областях структура кристаллических материалов имеет решающее значение, поскольку именно она определяет такие параметры, как спектры пропускания и отражения, пьезоэлектрические свойства, проводимость и времена жизни носителей заряда в полупроводниках. В связи с этим одной из важнейших задач структурных исследований монокристаллов вообще и полупроводников в частности остается выявление несовершенства их реальной пространственной структуры. По этой причине развитие неразрушающих методов исследования и контроля реальной структуры кристаллических объектов является актуальной задачей.

Для ее решения в последние годы широкое развитие получили методы рентгеновской дифракционной томографии (топо-томографии) с применением СИ-источников. Опишем принцип метода рентгеновской топо-томографии. Известно, что получение двумерных изображений реальной структуры кристалла (топография) реализуется при отражении (пропускании) рентгеновских лучей кристаллографическими плоскостями. При этом кристалл должен быть повернут на угол Брэгга относительно падающего излучения. При вращении кристалла вокруг нормали к одной из таких плоскостей (вектора дифракции) регистрируется набор дифракционных топограмм, которые можно рассматривать как аналоги проекций в классической компьютерной томографии. Таким образом, для восстановления трехмерных изображений дефектов кристаллической решетки можно использовать (при известной доработке) широко применяемые в классической абсорбционной микротомографии алгоритмы.

Лабораторный рентгеновский топо-томограф “ДИТОМ-М” для диагностики структурных несовершенств кристаллов создан по модульному

принципу и состоит из источника излучения (рентгеновской трубки), блока кристалла-монохроматора для выделения из выходного спектра необходимой длины волны, вакуумного пути, многоосевого гониометра, обеспечивающего позиционирование кристалла-образца, и двумерного детектора на основе ПЗС-матрицы (ПЗС — прибор с зарядовой связью) для регистрации дифракционных изображений. Все модули размещены последовательно по ходу рентгеновского пучка на гранитной поворотной плите, установленной на стальной сварной подставке. Используемый гониометр обеспечивает линейные (на уровне нескольких микрометров) и угловые (на уровне 1 угл. с) перемещения исследуемого образца в процессе эксперимента. Управление рентгеновским экспериментом, включая все перемещения образца и двумерного детектора, а также регистрация данных проводятся с помощью компьютера (рис. 3).

В качестве объекта исследования был выбран монокристалл бездефектного кремния, вырезанный из слитка, выращенного методом Чохральского в направлении $\langle 111 \rangle$. Затем в полученные образцы искусственно вводились одиночные дислокации, для чего их подвергали четырехточечному изгибу вокруг оси $\langle 112 \rangle$ [9]. Условия деформации следующие: постоянная нагрузка на образец 2–10 кг/мм², температура 500–600°C.

Для проведения экспериментов использовалась стандартная рентгеновская трубка с молибденовым анодом и размером фокуса 0.4×12 мм². В измерениях исследуемый кристалл крепился на гониометрической головке (рис. 3, б) и настраивался таким образом, чтобы ось вращения гониометра была параллельна выбранному вектору дифракции h , что осуществляется путем ее поворота в горизонтальной плоскости по отношению к падающему излучению на величину, равную углу Брэгга θ_B . Угловое перемещение гониометра осуществлялось в автоматическом режиме с шагом сканирования $\varphi = 1^\circ$ в диапазоне от 0° до 181° . Излучение регистрировалось с помощью рентгеновского детектора XIMEA xiRAY11 (XIMEA, Словакия). Время экспозиции каждой проекции при измерении топограммы составляет 20 мин.

Реконструкция трехмерного изображения по экспериментальным двумерным проекциям проводилась с использованием модифицированного алгебраического метода SART [9], который широко применяется в рамках традиционной рентгеновской абсорбционной томографии и основывается на решении системы линейных уравнений методом последовательных приближений вычисляемых проекций к полученным в эксперименте (при восстановлении структуры объекта). При использовании этого метода реконструкции в случае топо-томографии рентгеновский пучок считается параллельным, а ось вращения объекта наклонена

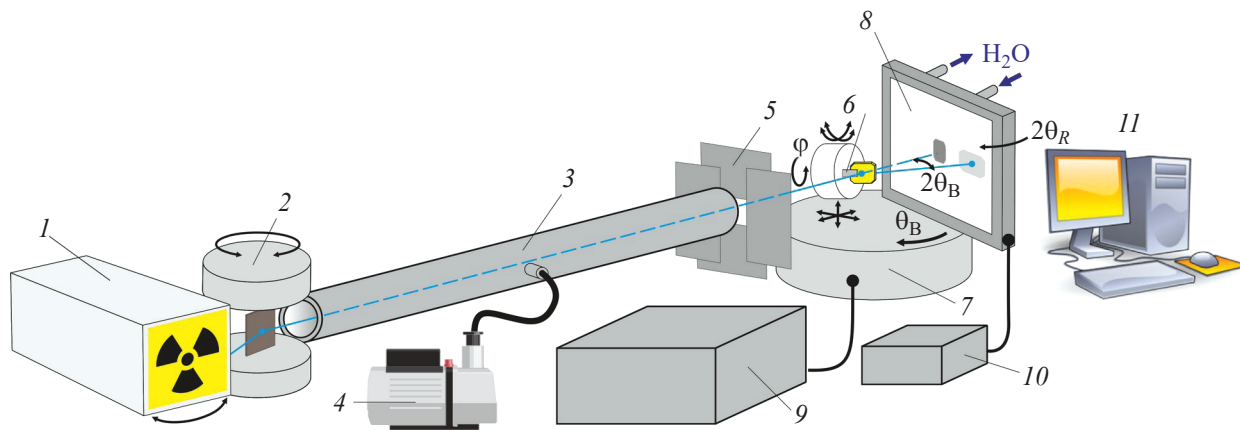


Рис. 3. Схема дифрактометра “ДИТОМ–М”: 1 – рентгеновская трубка, 2 – блок с кристаллом-монокротором, 3 – трубчатый коллиматор, 4 – вакуумный насос, 5 – пара взаимно перпендикулярных щелей, 6 – гониометрическая головка с исследуемым кристаллом, 7 – восьмиосевой гониометр, 8 – блок управления гониометром, 9 – двумерный рентгеновский детектор XIMEA xiRAY11, 10 – лабораторный источник питания для детектора, 11 – персональный компьютер.

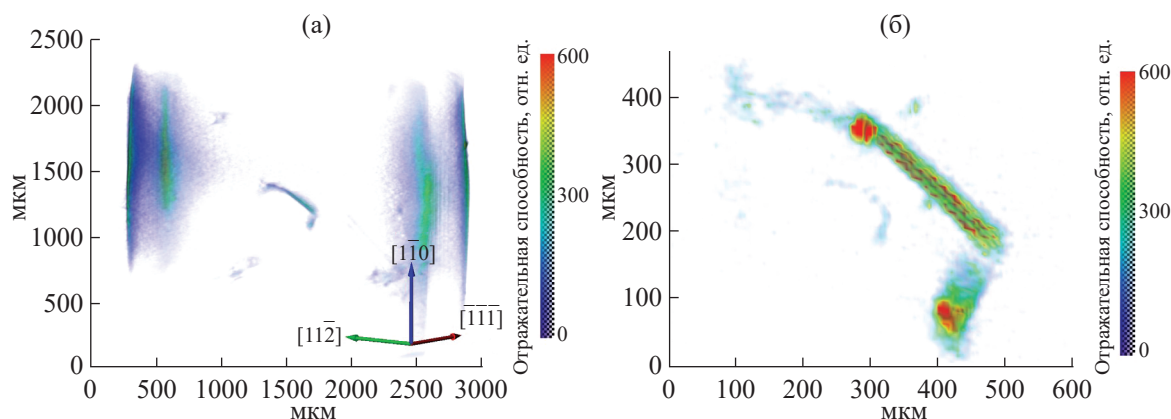


Рис. 4. Результат трехмерного восстановления отражательной способности кристалла Si(111), содержащего дислокационные полупетли: а – весь кристалл, б – увеличенный фрагмент.

к нему под углом Брэгга (т.е. реальный пучок заменяется на виртуальный, отклоненный от реального на $2\theta_B$). При этом возможна только такая ориентация кристалла, когда поглощение μt (μ – линейный коэффициент поглощения, t – толщина кристалла вдоль хода лучей) не превышает значения 3, т.е. в приближении слабого поглощения.

Результаты восстановления отражательной способности кристалла представлены на рис. 4. Полученный объем данных и проведенные оценки позволили более детально изучить строение дислокаций. Установлено, что глубина залегания дефекта не превышает 150 мкм, полная длина составляет ~ 700 мкм, в то время как длина среднего участка дислокационной полупетли ~ 350 мкм. Отметим, что для уточнения этих параметров требуются более высокое пространственное разрешение

и мощные источники рентгеновского излучения. Тем не менее для некоторых практических целей, а именно установления пространственного расположения дефектов и их трансформации при различных внешних воздействиях, достигаемого разрешения ~ 10 мкм вполне достаточно [10, 11].

Уникальные свойства алмазов делают их исследование интересным и важным для разных областей науки и техники. Решение вопроса о происхождении и условиях образования алмазов является одной из актуальных проблем. Изучение дефектов и примесей в алмазах даст информацию об условиях формирования и среде кристаллизации этих минералов. Несмотря на продолжительную историю исследований, некоторые аспекты роста природных и синтетических алмазов остаются недостаточно хорошо изученными. В частности,

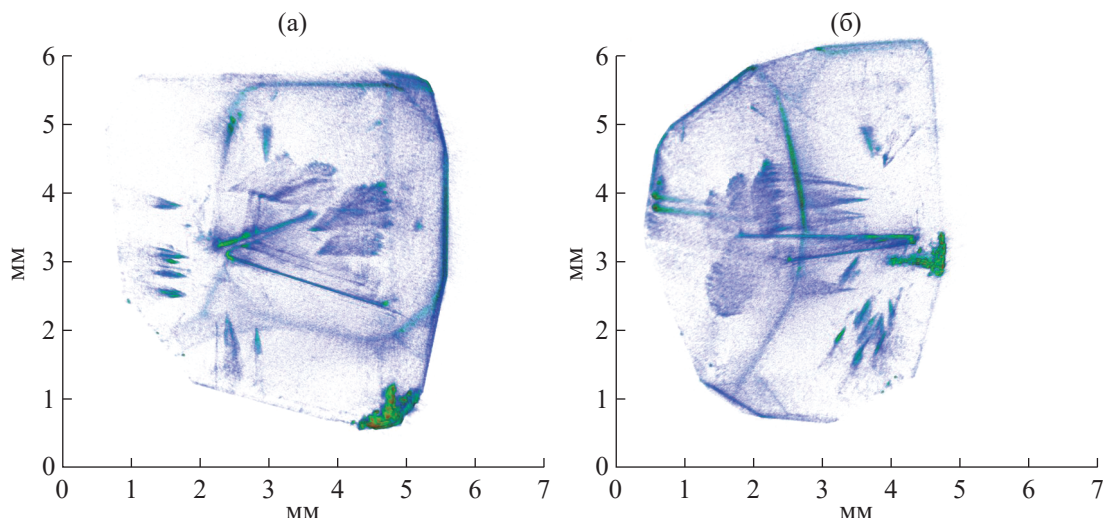


Рис. 5. Результат трехмерного восстановления дефектной структуры синтетического алмаза, содержащего конусовидные дефекты: а, б — разные углы поворота образца.

определенный интерес представляет исследование структуры высококачественных алмазов, полученных при высоких температурах и давлениях.

Предметом настоящей работы являлось исследование необычных дефектов, обнаруженных в крупных синтетических алмазах вблизи линии равновесия графит—алмаз. Выращивание кристаллов на нижнем пределе допустимых температур при $T \approx 1250^\circ\text{C}$ существенно повлияло на совершенство их структуры и привело к образованию дефектов конусообразной формы, развивающихся из центра кристалла перпендикулярно каждой из пяти граней кристалла. Для выявления природы этих образований были проведены исследования методом рентгеновской топо-томографии. Сопоставление рентгеновских и спектроскопических (ИК-спектроскопия и спектроскопия комбинационного рассеяния) данных позволяет предположить, что конусовидные дефекты представляют собой дислокации (рис. 5), декорированные микровключениями посторонних фаз (вероятно, силикатов и/или оксидов). Причиной их образования может являться разбиение ростовой грани кристалла на отдельные блоки с последующим образованием дислокационных пучков и межблоковых границ [12, 13].

РЕНТГЕНОВСКАЯ ФАЗОКОНТРАСТНАЯ МИКРОТОМОГРАФИЯ

В настоящем разделе описаны экспериментальная реализация “in-line” (осевого) метода рентгеновского фазового контраста с использованием стандартной широкофокусной рентгеновской трубки (с размером фокуса ~ 1 мм) в качестве лабораторного полихроматического источника и применение этой схемы для томографии

биологических объектов [4]. Методы рентгеновской фазоконтрастной микротомографии являются удобным инструментом для неразрушающих исследований широкого класса объектов. Данные методы особенно актуальны при изучении биологических мягких тканей, структура которых практически однородна с точки зрения поглощения в них рентгеновских лучей и поэтому применение здесь абсорбционной томографии затруднительно.

Принципиальная схема рентгеновского фазоконтрастного эксперимента в “in-line”-геометрии представлена на рис. 6а. В качестве источника излучения использована стандартная рентгеновская трубка с молибденовым анодом и электрической мощностью 3 кВт. Размер фокусного пятна на аноде рентгеновской трубки составил 12×0.4 мм². Для формирования конического квазикогерентного пучка после рентгеновской трубки установлена щелевая апертура с двумя щелями, расположенными взаимно перпендикулярно друг другу. Размеры щелей составляли 130 мкм как в горизонтальном, так и в вертикальном направлениях. Исследуемый образец устанавливали на гониометрической платформе. Расстояние от источника до образца составляло $R_1 = 1350$ мм, расстояние между образцом и детектором в режиме фазового контраста варьировалось в диапазоне $R_2 = 250\text{--}600$ мм в различных экспериментах. Излучение регистрировали детектором XIMEA xiRAY11 с размером пикселя 9 мкм. Все измерения проведены в полихроматическом спектре рентгеновской трубки в диапазоне ускоряющих напряжений 45–47 кВ без дополнительной фильтрации. В предложенной геометрии эксперимента рабочая область зондирующего пучка в плоскости исследуемого образца составила 17.0 мм по горизонтали и 6.7 мм по вертикали.

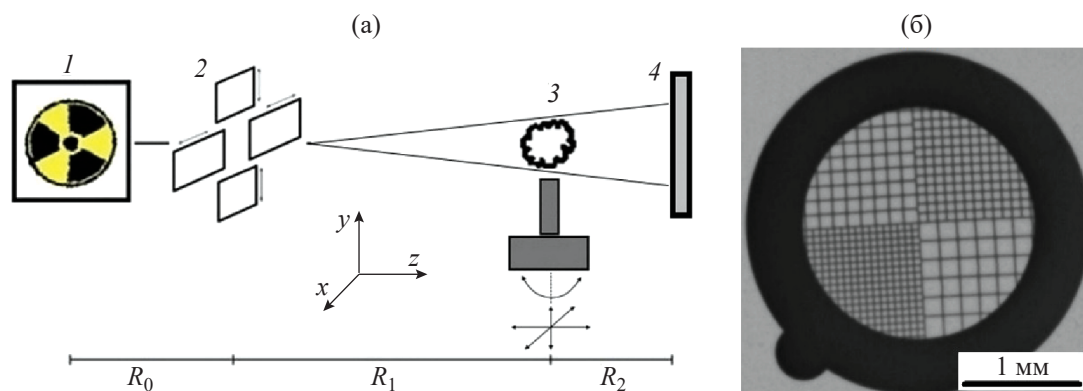


Рис. 6. Схема фазоконтрастного эксперимента (а): 1 – широкофокусная рентгеновская трубка, 2 – щелевая апертура, 3 – исследуемый образец, установленный на гониометрическом устройстве, 4 – ПЗС-детектор; $R_0 = 90$, $R_1 = 1350$, $R_2 = 250\text{--}600$ мм. Изображение квадратной сетки (Au) с толщиной нити 20 мкм (б).

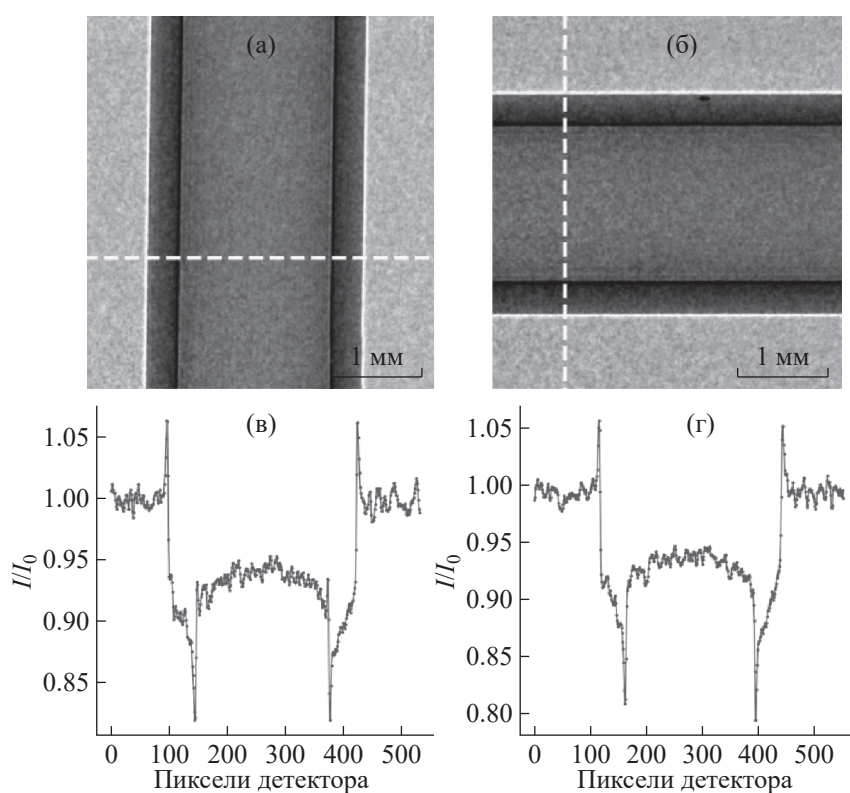


Рис. 7. Фазоконтрастные нормированные проекции полиэтиленового капилляра в вертикальном (а) и горизонтальном (б) положениях и соответствующие профили интенсивности (в, г), построенные вдоль пунктирных линий ($R_1 = 1350$, $R_2 = 250$ мм, ускоряющее напряжение 45 кВ).

По проведенным оценкам оптическое разрешение схемы составляет 20 мкм. В качестве примера на рис. 6б дана измеренная проекция золотой сетки с толщиной нити 20 мкм.

Для проверки возможности получения фазового контраста в предложенной экспериментальной схеме измерены рентгеновские проекции тестового

объекта, в качестве которого использовали полиэтиленовый капилляр с внешним диаметром 2.4 мм и внутренним диаметром 1.7 мм. Фазоконтрастные нормированные проекции полиэтиленового капилляра, измеренные в вертикальном и горизонтальном положениях, представлены на рис. 7а, 7б. Нормировку проекций проводили на первичный

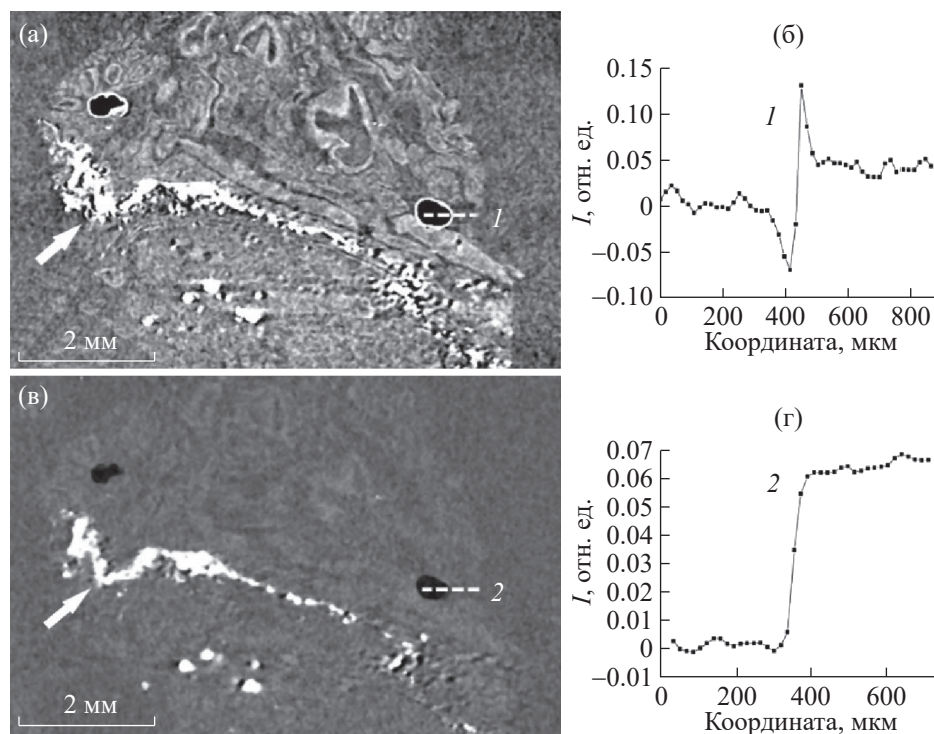


Рис. 8. Продольные сечения восстановленных фазоконтрастного (а) и абсорбционного (б) томографических изображений образца эпифиза, залитого в парафин, и профили интенсивности градаций серого, построенные вдоль линий 1 и 2 (в направлении слева направо). Многочисленные кальцификаты обозначены белыми стрелками.

пучок, измеренный в отсутствие образца. Профили интенсивности вдоль пунктирных линий (рис. 7в, 7г) демонстрируют скачки интенсивности на границах полиэтилен–воздух, что визуально выражается в подчеркивании границ объекта светлыми и темными контурами.

В качестве объекта для микротомографии использовали эпифиз головного мозга человека. Эпифиз – это эндокринная железа, которая располагается в центральной области мозга. Основная функция эпифиза – выработка гормона мелатонина [14]. Ожидается, что исследование эпифизов методом фазоконтрастной микротомографии даст возможность визуализировать их морфологическую структуру на уровне сосудов, пинеалцитов, нейронов, клеток глии и позволит изучить их морфологическое строение для проведения дальнейших исследований возрастных и половых изменений, а также индивидуальных цитоархитектонических различий. В процессе подготовки к эксперименту образец эпифиза был предварительно обезвожен в спиртах восходящей концентрации и зафиксирован в парафине. Сделаны две томографии образца, а именно в фазоконтрастном ($R_2 = 250$ мм) и в абсорбционном ($R_2 = 0$ мм) режимах. Установлены следующие параметры томографического эксперимента: ускоряющее напряжение 47 кВ, количество измеренных проекций 1000,

угловой шаг 0.2° . Реконструкцию томографических данных проводили алгебраическим методом.

На рис. 8а и 8в представлены продольные сечения исследуемого образца, сделанные по восстановленным томографическим изображениям для измерений в фазоконтрастном и абсорбционном режимах. С целью продемонстрировать эффект фазового контраста построены профили восстановленных значений интенсивностей в градациях серого на границе воздушных пор, оставшихся в парафине при подготовке образца. Профиль вдоль линии 1 (рис. 8б) имеет характерный для фазового контраста скачок на границе. Данный эффект визуально выражается в подчеркивании границы воздух–парафин темными и светлыми контурами. В случае томографического изображения, измеренного в режиме абсорбционного контраста, визуально не наблюдается подчеркивания границы воздух–парафин, и профиль интенсивности на рис. 8г, построенный вдоль линии 2, имеет характерную ступенчатую форму. Можно констатировать, что на абсорбционном томографическом изображении (рис. 8в) наблюдаются лишь слабо заметные контуры образца эпифиза на фоне парафина. Напротив, на фазоконтрастном изображении (рис. 8а) отчетливо проявляется морфологическая структура мягких тканей эпифиза, в частности видны кровеносные сосуды. Многочисленные

кальцификаты, обнаруженные в эпифизе, хорошо просматриваются как на абсорбционном, так и на фазоконтрастном томографических сечениях.

На примере образца эпифиза головного мозга продемонстрировано закономерное преимущество фазоконтрастной томографии в сравнении с абсорбционной для задач изучения морфологического строения мягких тканей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Показан неоспоримый вклад сотрудников ИК РАН в развитие высокоразрешающих рентгеновских изображающих, дифракционных и рефракционных методов исследований структуры упорядоченных и частично упорядоченных систем, в том числе с использованием фазового контраста. Описаны разработанные и созданные в ИК РАН за последние десятилетия образцы лабораторных рентгеновских микротомографов, а именно лабораторный рентгеновский микротомограф “ТОМАС” и лабораторный рентгеновский топо-томограф “ДИТОМ-М”. Отметим полный цикл выполненных сотрудниками ИК РАН работ по созданию указанных приборов — от “железа” до автоматизации их работы и реализации программного обеспечения для реконструкции трехмерных изображений. Также описана экспериментальная реализация “in-line” метода рентгеновского фазового контраста с использованием стандартной широкофокусной рентгеновской трубки. Продемонстрированы результаты томографических исследований некоторых объектов различной природы с разрешением ~10 мкм. Отметим, что созданное в ИК РАН оборудование постоянно совершенствуется под различные задачи.

Работа проведена в рамках выполнения государственного задания НИЦ “Курчатовский институт”.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Золотов Д.А. и др. // Кристаллография. 2010. Т. 55. № 1. С. 167.
2. Бузмаков А.В., Асадчиков В.Е., Золотов Д.А. и др. // Кристаллография. 2018. Т. 63. № 6. С. 1007.
<https://doi.org/10.1134/S0023476118060073>
3. Кривоносов Ю.С., Бузмаков А.В., Григорьев М.Ю. и др. // Кристаллография. 2023. Т. 68. № 1. С. 160.
<https://doi.org/10.31857/S0023476123010149>
4. Кривоносов Ю.С., Бузмаков А.В., Асадчиков В.Е., Федорова А.А. // Кристаллография. 2023. Т. 68. № 2. С. 189.
<https://doi.org/10.31857/S0023476123020108>
5. Van Aarle W., Palenstijn W.J., De Beenhouwer J. et al. // Ultramicroscopy. 2015. V. 157. P. 35.
<https://doi.org/10.1016/j.ultramic.2015.05.002>
6. Junemann O., Ivanova A.G., Bukreeva I. et al. // Cell Tissue Res. 2023. V. 393. P. 537.
<https://doi.org/10.1007/s00441-023-03800-7>
7. Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Волошин А.Э. и др. // Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология. 2018. № 7. С. 118.
8. Кривоносов Ю.С., Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В. и др. // Кристаллография. 2019. Т. 64. № 6. С. 912.
<https://doi.org/10.1134/S0023476119060110>
9. Ерофеев В.Н., Никитенко В.И., Половинкина В.И. и др. // Кристаллография. 1971. Т. 16. № 1. С. 190.
10. Золотов Д.А., Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В. и др. // Автометрия. 2019. Т. 55. № 2. С. 28.
<https://doi.org/10.15372/AUT20190203>
11. Asadchikov V., Buzmakov A., Chukhovskii F. et al. // J. Appl. Cryst. 2018. V. 51. № 6. P. 1616.
<https://doi.org/10.1107/S160057671801419X>
12. Shiryaev A.A., Zolotov D.A., Suprun O.M. et al. // CrystEngComm. 2018. V. 20. P. 7700.
<https://doi.org/10.1039/C8CE01499J>
13. Анисимов Н.П., Золотов Д.А., Бузмаков А.В. и др. // Кристаллография. 2023. Т. 68. № 4. С. 507.
<https://doi.org/10.31857/S0023476123060192>
14. López-Muñoz F., Boya J., Marín F., Calvo J.L. // J. Pineal Res. 1996. V. 20. № 3. P. 115.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-079x.1996.tb00247.x>

LABORATORY X-RAY MICROPHOTOGRAPHY: A METHOD OF INNER THREE-DIMENSIONAL STRUCTURE RECONSTRUCTION OF DIFFERENT NATURE OBJECTS

© 2024 D. A. Zolotov^{1,*}, A. V. Buzmakov¹, I. G. Dyachkova¹,
Yu. S. Krivonosov¹, Yu. I. Dudchik², V. E. Asadchikov¹

¹*Shubnikov Institute of Crystallography of Kurchatov Complex of Crystallography and Photonics of NRC “Kurchatov Institute,” Moscow, Russia*

²*A. N. Sevchenko Institute of Applied Physical Problems of Belarusian State University, 220045, Minsk, Belarus*

**Correspondence to: zolotovden@yandex.ru*

A brief retrospective of the development of laboratory X-ray microtomography at the A. V. Shubnikov Institute of Crystallography of the Russian Academy of Sciences (IC RAS) is presented. The main methods and approaches that have increased the informativeness of microtomographic measurements are outlined, such as the use of monochromatic radiation, the application of phase-contrast method, and the method of diffraction tomography (topo-tomography). The designs of the instruments created and operating at IC RAS are described, and some experimental results obtained with them are presented.