

РЕНТГЕНОМИКРОСКОПИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ В ИССЛЕДОВАНИИ ТРЕКОВЫХ МЕМБРАН И БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

*А.В. Андреев, В.Е. Асадчиков¹, И.А. Артюков², А.В. Бузмаков¹, А.В. Виноградов³,
Ю.И. Дудчик³, В.Н. Зрюев¹, Ю.С. Касьянов², Н.Н. Кольчевский³, Ф.Ф. Комаров³,
В.В. Кондратенко⁴, Б.В. Мchedlishvili¹, Ю.В. Пономарев, А.В. Попов⁵, А.А. Постнов²,
С.В. Савельев⁶, Р.А. Сенин¹, И.В. Сулоев⁵*

Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова

¹ Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН, Москва

² Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН, Москва

³ Белорусский государственный университет, Минск

⁴ Харьковский политехнический институт

⁵ Институт земного магнетизма, ионосферы и распространения радиоволн РАН, Москва

⁶ Институт морфологии человека РАМН, Москва

Приведены описания методов и результаты рентгеновской микроскопии трековых мембран и биообъектов.

Ключевые слова: рентгеновская микроскопия, трековые мембраны.

The descriptions of X-ray methods and the results of track and biological objects investigations by the method are presented.

Key words: X-ray microscopy, track-etched membranes.

1. Введение

Рентгеновская микроскопия как метод наблюдения скрытых деталей, непрозрачных в видимом диапазоне полимерных материалов, и биологических объектов с варьируемой глубиной проникновения и микронным или субмикронным разрешением все больше привлекает внимание исследователей. Одна из причин такого интереса обусловлена (для биообъектов) необходимостью наблюдения процессов, происходящих в биологических тканях *in vivo* на уровне клеток и целых органов с субмиллиметровым, а иногда и с субмикронным разрешением.

Одна из основных причин, сдерживающих широкое развитие рентгеновской микроскопии указанных систем, такова. В коротковолновой части рентгеновского спектра коэффициенты

поглощения многих веществ малы и очень близки. С увеличением длины волны различие в коэффициентах поглощения увеличивается, но вместе с этим увеличивается и поглощение.

2. Методика экспериментов

Данные о поглощении рентгеновского излучения некоторыми полимерами, другими органическими веществами, а также водой и воздухом в зависимости от длины волны представлены в табл. 1. Эта таблица составлена нами с использованием данных, приведенных в работах [1, 2]. В качестве меры поглощения принимался линейный коэффициент поглощения μ , причем $I = I_0 \exp(-\mu x)$, где I_0 – интенсивность падающего излучения, I – прошедшего излучения, а x – толщина образца.

Таким образом, именно конкретная экспериментальная задача и определяет выбор длины

Таблица 1. Поглощение рентгеновского излучения (μ , мкм^{-1}) в органических веществах

Вещество Длина волны	Вода H_2O	Карбогидрат $\text{C}_6\text{H}_{10}\text{O}_5$	Белок $\text{H}_{65}\text{C}_{44}\text{O}_{14.5}\text{N}_{11.5}\text{S}_{0.5}$	Липиды $\text{C}_{18}\text{H}_{34}\text{O}_2$	Нуклеиновые кислоты $\text{H}_{42}\text{C}_{25.2}\text{O}_{26.5}\text{N}_{10.5}\text{P}_{2.65}$	Воздух
0,13 нм	0,0006	0,0007	0,0006	0,0003	0,0014	$6,4 \times 10^{-7}$
0,2 нм	0,0022	0,003	0,002	0,001	0,005	$2,4 \times 10^{-6}$
0,4 нм	0,018	0,022	0,017	0,008	0,037	2×10^{-5}
0,8 нм	0,126	0,158	0,113	0,065	0,169	$1,42 \times 10^{-4}$
1,4 нм	0,560	0,719	0,524	0,310	0,768	$6,31 \times 10^{-4}$
2,3 нм (до края поглощения)	1,733	2,259	1,67	0,996	2,422	$1,95 \times 10^{-3}$

волны рентгеновского излучения. В данной работе мы использовали излучение с длиной волны 20 нм для исследования структуры полимерных трековых мембран. Излучение с длиной волны 0,22 нм использовалось нами для исследования структуры ряда биологических объектов. Исследование структуры некоторых неорганических материалов проведены на длине волны 0,07 нм.

Микроскоп Шварцшильда

При длинах волн рентгеновского излучения больше 1 нм получение увеличенных изображений объектов возможно лишь с помощью многослойной рентгеновской оптики. С этой целью нами был создан прибор, представляющий собой рентгеновский микроскоп Шварцшильда. Источником рентгеновского излучения для освещения объектов служила лазерная плазма, полученная при лазерной абляции мишени. Исследуемый объект освещался лазерно-

плазменным источником с помощью конденсора. Плазма образуется при фокусировке излучения YAG-лазера ($\lambda=1,06 \times 10^3$ нм, $\tau=5$ нс, $E=0,1$ Дж) на поверхность твердотельной мишени в пятно диаметром 0,1 мм. Излучение видимого диапазона отсекается тонким алюминиевым фильтром. Объектив, источник и фотопленка расположены в вакуумной камере с давлением $\approx 10^{-3}$ мм рт. ст. Изображение регистрируется за 1-10 вспышек на пленку УФ-4.

Объектив Шварцшильда представляет собой 2 сферических зеркала – вогнутое и выпуклое, расположенные на оси, проходящей через их геометрический центр. Особенность концентрического объектива Шварцшильда состоит в том, что в нем компенсируются сферические aberrации третьего порядка, а радиусы зеркал R_1 и R_2 определяют все важнейшие параметры объектива (рис. 1).

В данной работе применен объектив со следующими параметрами: $R_1=100$ мм, $R_2=35$ мм.

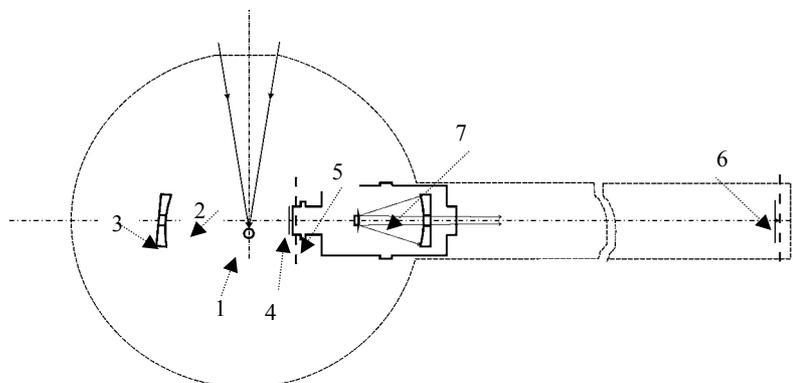


Рис. 1. Схема рентгеновского микроскопа с рабочей длиной волны 20 нм:

1 – массивная мишень из вольфрама, 2 – лазерная плазма, 3 – конденсор, 4 – алюминиевые фильтры толщиной 400-500 нм, 5 – тест-объект, 6 – фотопленка УФ-4, 7 – объектив Шварцшильда

При этом фокусное расстояние – 26,92 мм, увеличение – 21,26. Расстояние, на котором компенсируются aberrации – $Z_0=28,19$ мм. Геометрические размеры зеркал $D_1=50$ мм, $D_2=10,6$ мм, числовая апертура $N_A=0,19$.

Зеркала имеют Mo/Si многослойные покрытия, обеспечивающие отражение ~20% на длине волны 20 нм. Многослойное покрытие зеркал микроскопа, конденсора и контрольного плоского зеркала наносилось на все поверхности одновременно с использованием метода магнетронного напыления. Плоское зеркало использовалось для точного определения периода многослойного покрытия. Период покрытия $d=9,89$ нм, доля толщины слоя Mo в покрытии составляет 0,34, число периодов 20. Теоретическое разрешение объектива составило 100 нм, а измеренное на тест-объекте (свободно висящая золотая решетка) – 200 нм [3, 4].

В качестве образцов мы использовали нерегулярные (с хаотическим расположением пор) трековые мембраны, изготовленные из полиэтилентерефталата (лавсана) с диаметрами пор $\approx 10^3$ нм (толщина матрицы 2×10^4 нм) и 200 нм (толщина матрицы 10^4 нм). Кроме того исследовались регулярные трековые мембраны со средним диаметром пор 500 нм и периодом 1000 нм. Во всех этих случаях нам удалось четко зафиксировать систему треков и определить их плотность, значения которой хорошо соответствуют независимым электронно-микроскопическим исследованиям. Кроме того оказалось, что при диаметрах отверстий менее 150 нм мембрана становится практически непрозрачной ввиду дифракции излучения внутри трековых каналов. Действительно, полимер толщиной 10^4 нм совершенно непрозрачен для излучения с длиной волны 20 нм, поэтому отдельный трек можно рассматривать как бесконечно длинный полый цилиндр, диаметр которого сравним с длиной волны излучения (рис. 2, 3).

Теоретические расчеты поля за мембраной выполнены путем численного решения параболического волнового уравнения

$$2ik \frac{\partial u}{\partial z} + \Delta_{\perp} u + k^2(\varepsilon - 1) = 0 \quad (1)$$

в предположении, что на ее поверхность падает плоская монохроматическая волна [4, 5]:

$$E = ue^{ikz}.$$

При решении уравнения (1) учитывали вещественную и мнимую части диэлектрической проницаемости трековой мембраны. Расчеты показали существенное затухание интенсивности прошедшего излучения при уменьшении диаметра поры. Этот же факт был подтвержден экспериментально: для получения изображений пор диаметром 200 нм необходимое для засветки фотоматериалов число вспышек твердотельного лазера возросло примерно в 10 раз по сравнению с фотографиями пор диаметром 1000 нм. Кроме того численное моделирование показало, что поры с диаметром менее 150 нм становятся непрозрачными для данной длины волны. Это также было подтверждено экспериментально.

Получение рентгеновских изображений на длинах волн 0,229 нм и 0,07 нм

Анализируя табл. 1, мы видим, что изменение длины волны излучения от 0,13 нм до 0,4 нм (в три раза) приводит к изменению в поглощении его в данных веществах более чем в 100 раз. Варьируемая глубина проникновения в исследуемое вещество от 10^4 до 10^6 нм в диапазоне длин волн 0,05-0,3 нм делает этот участок спектра особенно привлекательным для исследования различных биологических объектов, поскольку объекты такой толщины как правило непрозрачны в видимом участке спектра.

Выделим следующие обстоятельства:

- в названном диапазоне длин волн существуют достаточно совершенные лабораторные источники рентгеновского излучения;
- в качестве рентгенооптических элементов здесь можно использовать как те, что хорошо известны для оптики видимого света (например, зонные пластинки Френеля), так и кристаллы;
- с учетом двух первых обстоятельств отметим, что имеется возможность изучать объекты значительных линейных размеров (порядка нескольких сантиметров) с достаточно высоким разрешением (на уровне 1000 нм и лучше); исследования таких объектов и интересуют биологов; названное сочетание линейных размеров и разрешения в настоящее время все ещё трудно достижимо с использованием двумерных координатных детекторов, и потому использование рентгеночувствительных пленок и резистов остается актуальным.

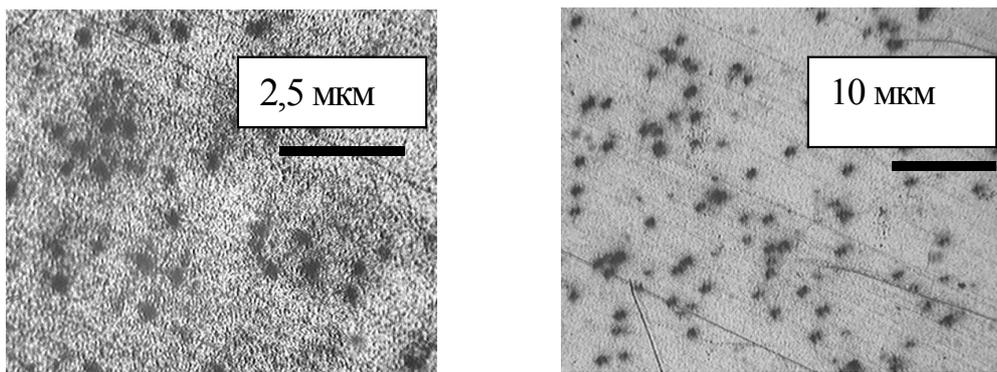


Рис. 2. Изображения трековых пор диаметром 200 нм и 1000 нм, полученные с помощью рентгеновского микроскопа Шварцшильда с рабочей длиной волны 20 нм.

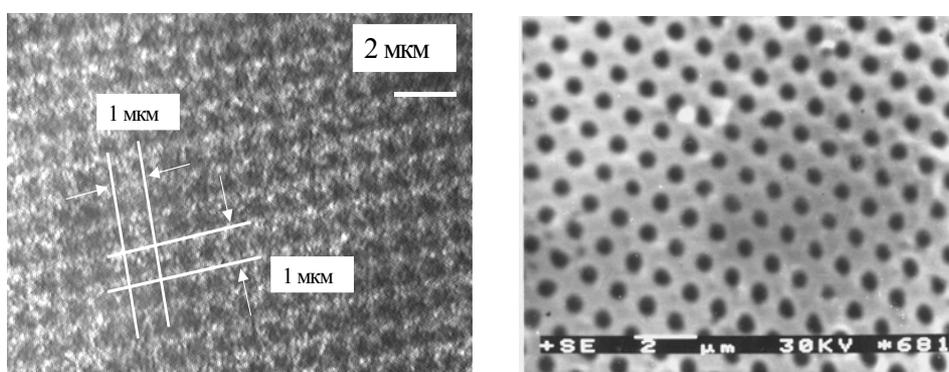


Рис. 3. Изображения регулярной трековой мембраны с диаметрами пор 500 нм и периодом 1000 нм, полученные с помощью рентгеновского микроскопа (при длине волны 20 нм) и электронного микроскопа.

Проиллюстрируем изложенные соображения полученными нами экспериментальными результатами.

3. Результаты и их обсуждение

3.1. Контактная микроскопия

Первые рентгеновские снимки были получены контактным способом вскоре после открытия рентгеновского излучения в 1895 году [6] (объект устанавливался вплотную к рентгеночувствительной пленке [7]). Такой метод исследования биообъектов также называют микрорадиографией или радиографией (термин ввел Goby в 1913 году [8,9]). В настоящее время большая часть работ по контактной микроскопии проводится в "водяном окне" и лишь единичные исследования – в более коротковолновой области спектра.

Мы, однако, вновь использовали этот метод, позволяющий исследовать достаточно большие биологические объекты (линейные

размеры – несколько сантиметров) с высоким (на микронном уровне) разрешением. Выбор самих объектов определялся актуальностью задач, решаемых биологами.

Методом микрорадиографии (в том числе и с получением стереопар) исследованы разные классы биологических объектов: личинки амфибий, эмбриональные зародыши на разных стадиях развития. Впервые на основе рентгеновских данных проведен количественный анализ процесса деминерализации элементов скелета холоднокровных после пребывания в невесомости (см. рис. 4). При этом были оптимизированы способы подготовки образцов (условия лиофилизации) и методики рентгеновского эксперимента для неразрушающего исследования биообъектов, что и позволило добиться микронного разрешения одновременно с высоким контрастом различных биологических тканей. Отдельно подчеркнем, что современные фотоматериалы действительно позволяют достичь

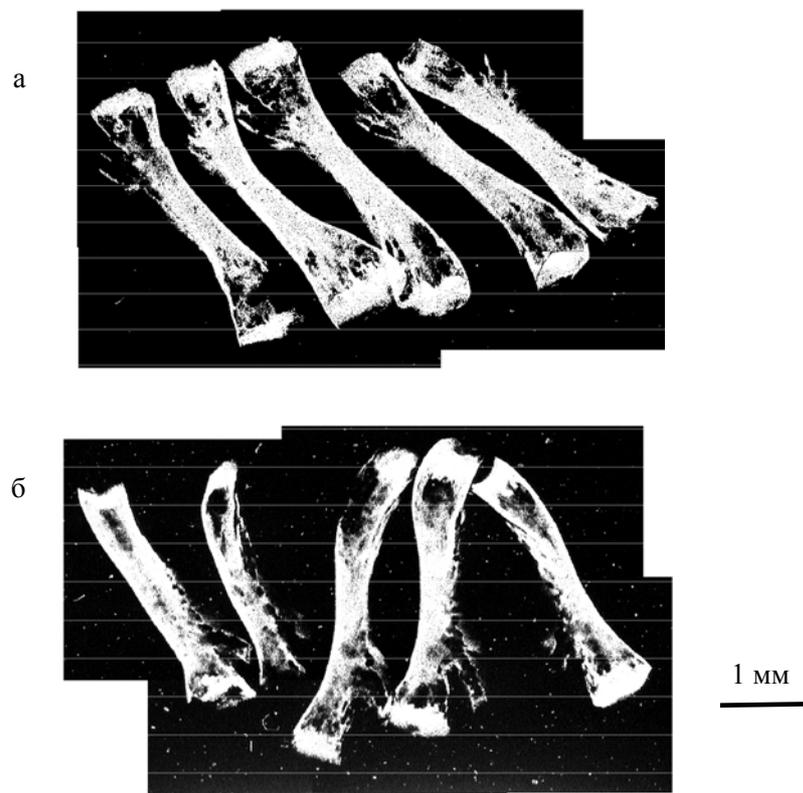
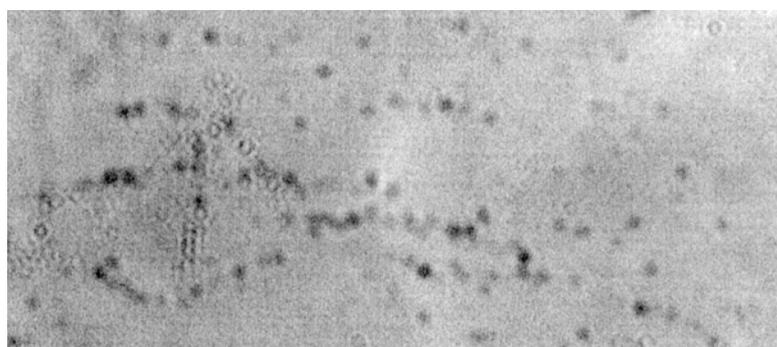


Рис. 4. Плечевые кости тритона *Pleurodeles waltlii* (*Amphibia Urodela*). Фотография выполнена контактным способом на длине волны 0,229 нм. а) контрольная группа б) после двухнедельного пребывания в невесомости. Черта справа – масштаб.

разрешения 1000 нм, что было показано нами на примере исследования калиброванных трековых мембран с диаметром пор 1000 нм, покрытых пленкой серебра (полимерные трековые мембраны толщиной 10-20 мкм практически не поглощают излучение с длиной волны 0,229 нм – см. рис. 5.).

На рис. 4 в качестве примера наших результатов представлены рентгеновские фотографии двух групп плечевых костей тритона *Pleurodeles waltlii* (*Amphibia Urodela*), полученные методом рентгеновской микрорадиографии на длине волны 0,229 нм. Компьютерная обработка полученных изображений показывает, что после



10 мкм

Рис. 5. Контактная микрофотография трековой мембраны с диаметром пор 1000 нм. Использована экспериментальная мелкозернистая пленка УФ-Н производства НИИХИМФОТОПРОЕКТ (Россия) с разрешением лучше 1000 нм. Черта внизу – масштаб.

двухнедельного пребывания животных в невестомости (на борту биоспутника БИОКОСМОС-1887) деминерализация их костной ткани составила 27%.

Выполнение работ по исследованию свойств зонной пластинки и микрорадиографии стало возможным лишь потому, что нами был изготовлен соответствующий рентгеновский прибор, представляющий действующий макет универсального рентгеновского микроскопа.

В оптике видимого диапазона исследователям хорошо известны и часто применяются для получения увеличенных изображений такие оптические элементы как зонные пластинки Френеля и преломляющие линзы. В рентгеновском диапазоне возможно создание аналогичных элементов с тем отличием, что показатель преломления для всех веществ меньше единицы и отклонение от единицы мало (10^{-5} - 10^{-7}).

Нами были протестированы такие оптические элементы – зонная пластинка и многоэлементная преломляющая линза.

3.2. Зонная пластинка Френеля

В качестве величин, определяющих расположение зон в пластинке, выберем: λ – длину волны, f – фокусное расстояние, R_0 – радиус нулевой зоны, n – полное число зон. Тогда радиусы оставшихся зон и толщины (периоды) зон определяются соотношениями:

$$R_n^2 = R_0^2 + 2\lambda fn, \quad (2)$$

$$d_n = \lambda f / R_n. \quad (3)$$

Методом магнетронного напыления была изготовлена зонная пластинка, в которой материалы (медь и хром) последовательно наносились на центральный стеклянный стержень (мандрел). Его диаметр составлял 10^5 нм, общее число пар наносимых слоев – 60. Толщина первой зоны 458 нм, толщина последней зоны – 316 нм. Теория [10] предсказывает, что эффективность такой зонной пластинки на длине волны 0,229 нм должна составлять 22% при толщине $6,5 \times 10^3$ нм. Реально достигнутая толщина составляла 2×10^4 нм. Это значение соответствует второму максимуму зависимости дифракционной эффективности пластинки от ее толщины, составляющему 7%. Изготовление зонной пластинки – сложная технологическая задача. В нашем случае эти сложности усугублялись тем,

что мандрел не был идеально круглой формы. Кроме того, по мере нанесения слоев увеличивалась межслоевая шероховатость. Несмотря на эти несовершенства, нам удалось показать, что эта зонная пластинка действительно фокусирует излучение на расстоянии ≈ 10 см.

3.3. Получение изображений при помощи многоэлементной преломляющей линзы

Микрокапиллярная линза представляет собой набор сферических воздушных пузырьков, сформированных в полимере. Отдельный пузырек представляет собой микролинзу, причем его диаметр равен диаметру стеклянного капилляра, внутри которого сформирована линза – в нашем случае 200 мкм (рис. 6).

Была изготовлена микрокапиллярная линза [11], оптимизированная для работы с излучением CrK_α ($\lambda=0,229$ нм). Данная линза обладает следующими параметрами:

- Радиус канала капилляра 100 мкм
- Химическая формула полимера $C_{100}H_{200}O_2N_3$
- Плотность полимера 1,08 г/см³
- Коэффициент поглощения для фотонов с энергией 5,4 кэВ 20 см^{-1}
- Показатель преломления $n=1-\delta$ $\delta=8,3 \times 10^{-6}$
- Число линз 67
- Фокусное расстояние $F=R/(2\delta N)$ 9 см
- Средняя толщина перешейка d 10 мкм
- Пропускание центральной части 0,26

Были проведены эксперименты по получению рентгеновских изображений с использованием такой линзы и лабораторного рентгеновского источника (рентгеновской трубки).

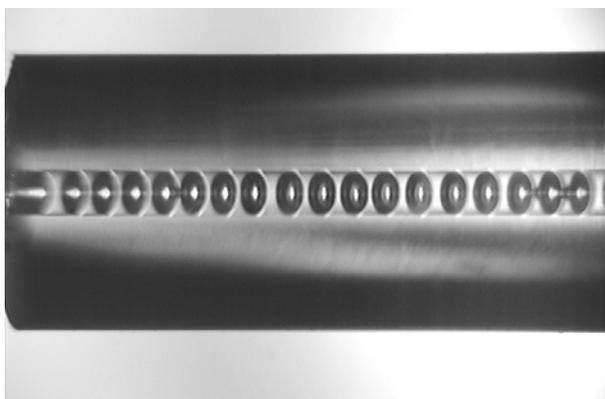


Рис. 6. Фотография фрагмента микрокапиллярной линзы, полученная с помощью оптического микроскопа. Диаметр канала капилляра – 200 мкм.

Линза была закреплена на держателе, позволявшем осуществлять все необходимые перемещения и поворачивать линзу относительно двух взаимоперпендикулярных осей (рис. 7, 8).

Излучение, выходящее из источника (рентгеновская трубка, фокус 0,04x8 мм), монохроматизируется пиролитическим графитом (угол расходимости в горизонтальной плоскости $\sim 1^\circ$) и попадает на линзу. Не попавшее на линзу излучение поглощается свинцовой диафрагмой, закрепленной на торце линзы.

Согласно расчетам размер диска Эйри для нашей линзы, определяемый формулой

$$R_d = \frac{1.27 \lambda F}{D} \quad (4)$$

равен 600 нм, где D – диаметр линзы, λ – длина волны, F – фокусное расстояние. Такая малая величина диска Эйри говорит о хорошей оптимизации параметров данной линзы для работы на $\text{CrK}\alpha$.

Более точные расчеты, выполненные в параболическом приближении волнового уравнения, показывают справедливость простых оце-

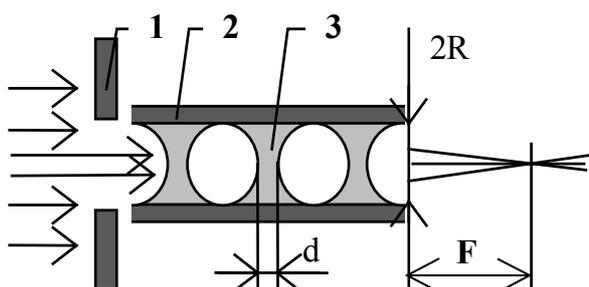


Рис. 7. Схема микрокапиллярной линзы: 1 – диафрагма, 2 – капилляр, 3 – полимер.

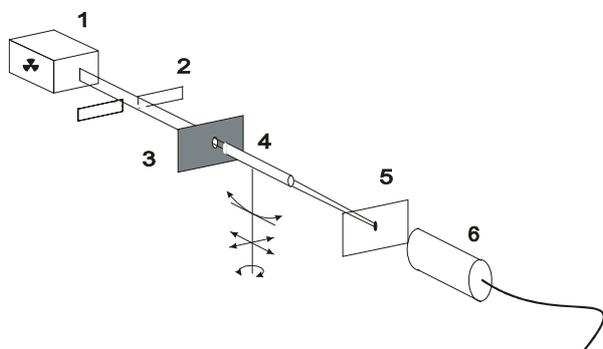


Рис. 8. Схема экспериментальной установки: 1 – источник, 2 – щель 3 – диафрагма, 4 – капиллярная линза, 5 – фотопленка, 6 – синциляционный детектор.

нок по уравнению (4). Интересно отметить, что из этих же расчетов вытекает и возможность применения для описания фокусирующих свойств линзы простого метода прогонки лучей в приближении геометрической оптики (рис. 9). По этой причине можно использовать тот же метод прогонки лучей и для моделирования изображений. Соответствующие программы нами были составлены.

Для проведения экспериментов в качестве тест-объекта была выбрана сетка из никелевых нитей с периодом $T=60$ мкм и с толщиной нитей 10 мкм. Полученные рентгеновские (с увеличением 1 и ~ 3) и оптические изображения этой сетки представлены на рис. 10.

Вытянутая форма рентгеновских изображений обусловлена использованием линейного фокуса трубки (его видимый размер – 0,04x8 мм). При использовании точечного фокуса трубки мы получили, как и ожидали, гораздо более симметричное изображение (рис. 11).

Проведенные нами расчеты и эксперименты показывают, что с учетом геометрии прибора и оптических свойств линзы поле зрения составляет около 1 мм при разрешении примерно 1 мкм. Такое соотношение поля зрения и разрешения является характерным для хороших оптических систем.

Для выполнения работ по исследованию параметров зонной пластинки, микрокапиллярной линзы и микрорадиографии нами был разработан рентгеновский прибор, представляющий собой действующий макет универсального рентгеновского микроскопа.

3.4. Получение увеличенных изображений с использованием асимметричного кристалла

Принципиально иным элементом для получения увеличенных изображений является асимметричный кристалл-монокроматор [12]. Такой кристалл может обеспечить получение изображений с достаточно высоким разрешением и большим полем зрения. При этом он существенно дешевле в изготовлении, чем зонная пластинка. Таким образом, асимметричный кристалл-монокроматор можно использовать при создании лабораторных рентгеновских микроскопов.

Возможность получения увеличения здесь связана с тем, что при асимметричном бреггов-

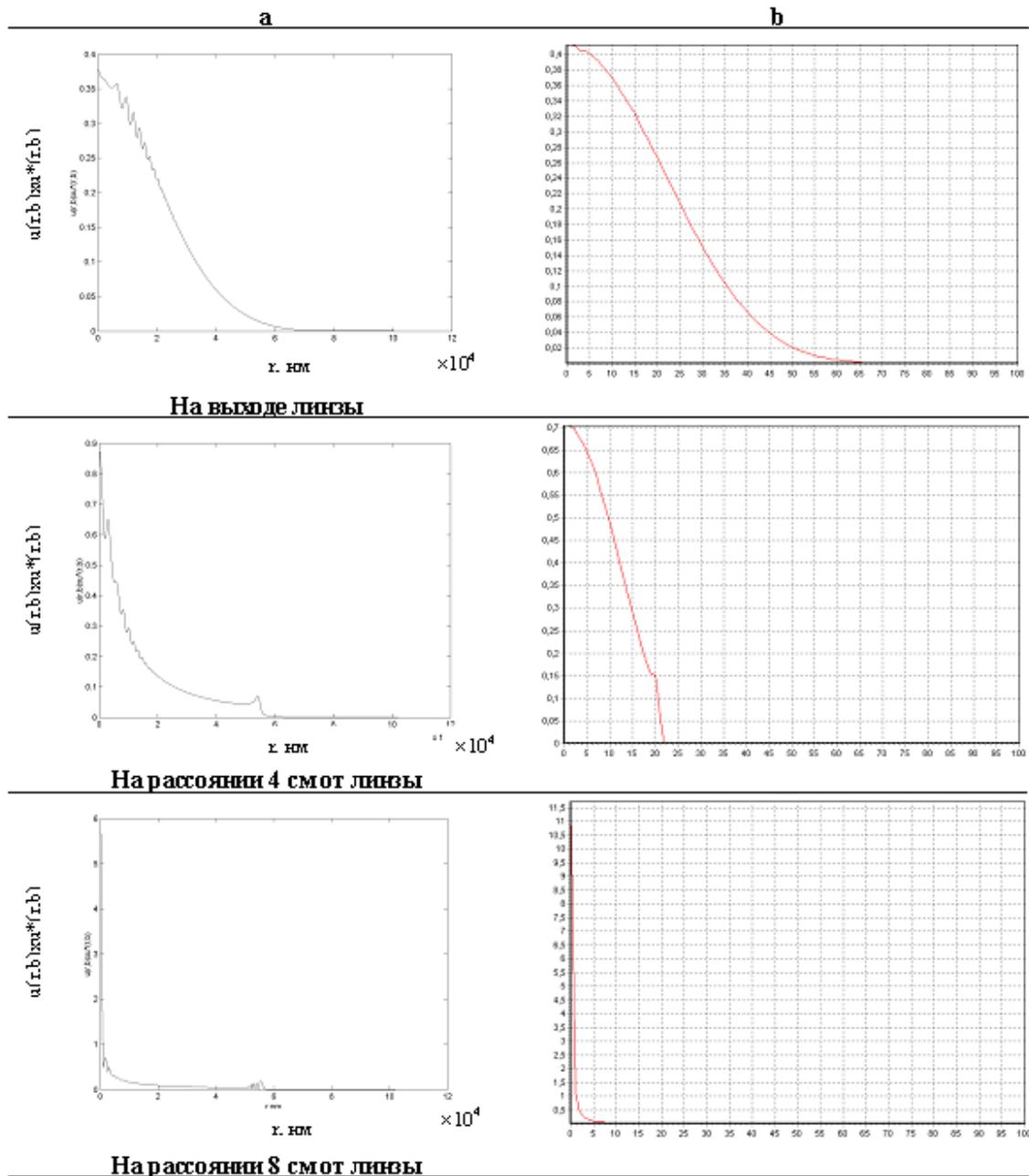


Рис. 9. Сравнение геометрического метода (а) и параболического приближения волнового уравнения (b).

ском отражении происходит изменение линейных размеров отраженного пучка d_r по сравнению с падающим d_0 . В рамках геометрической оптики их отношение определяется выражением

$$d_r / d_0 = \sin \theta_r / \sin \theta_0, \quad (5)$$

где θ_0 – угол падения, а θ_r – отражения.

С помощью выражения (5) можно оценить максимальное увеличение, достижимое при од-

нократном отражении. Полагая $\sin \theta_r = 1$ и учитывая, что при крайне асимметричной дифракции минимальный угол падения определяется углом полного внешнего отражения $\theta_c = \sqrt{|\chi_0|} \approx 4 \cdot 10^{-3} \text{ рад}$, получаем, что максимальная величина увеличения составляет около 250.

Нами были проведены также эксперименты с монокристаллом Si (111) с отражением. Угол среза поверхности кристалла относительно от-

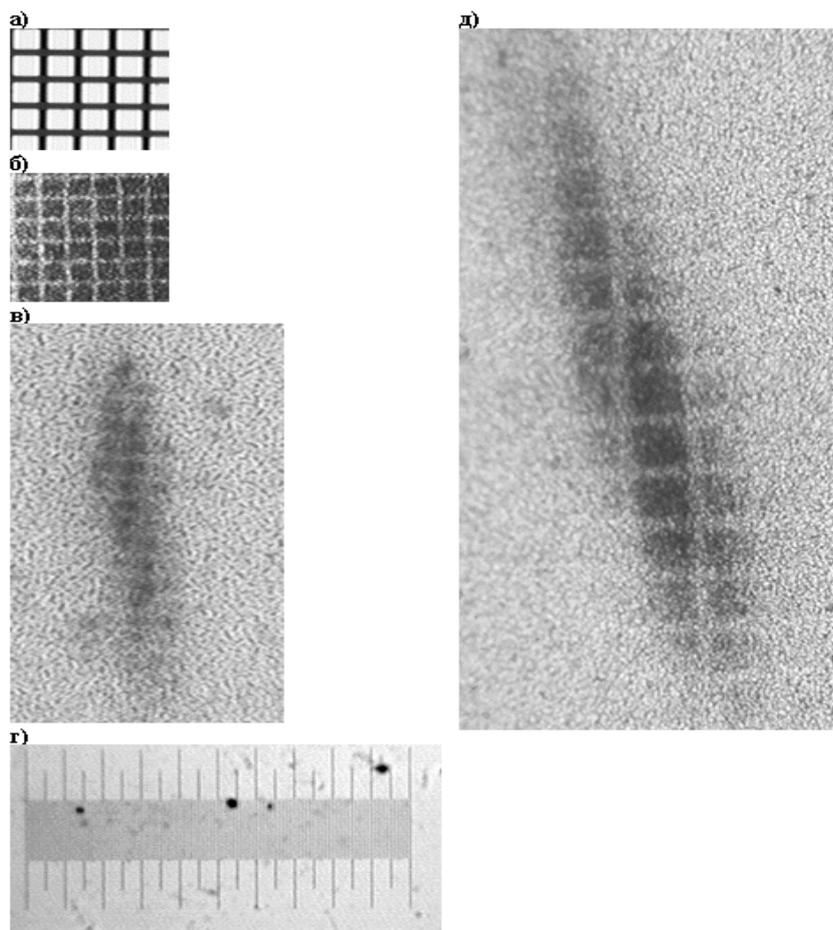


Рис. 10. Сетка с периодом $T=60$ мкм в оптическом микроскопе (а), контактный снимок (б), снимок с линзой с увеличением ~ 1 (в) и с увеличением ~ 3 (д). На рис (г) приведено (в том же масштабе) изображение оптической миры, расстояние между длинными штрихами – 100 мкм.

ражающих кристаллографических плоскостей составлял $5,64^0$, что – согласно формуле (5) – обеспечивает увеличение ~ 20 (в одном направлении, поскольку используется лишь один монохроматор).

В этих экспериментах использовался точечный источник MoK_{α} излучения (диаметр пятна фокусировки около 0,05 мм) с воздушным ох-

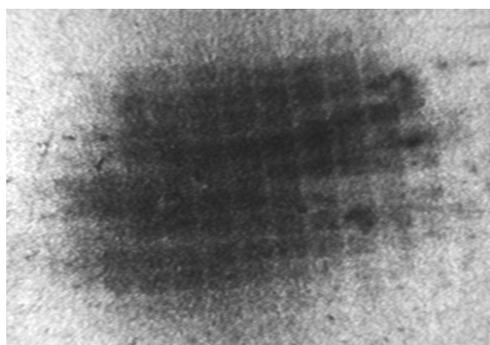


Рис. 11. Сетка с периодом $T=60$ мкм с увеличением ~ 3 при использовании точечного фокуса трубки. Размер фокуса $\sim 0,4 \times 0,8$ мм.

лаждением. Ширина двух щелевых диафрагм выбиралась равной 0,25 мм. Исследуемый образец крепился на второй диафрагме возможно ближе к асимметричному монохроматору. Сам монохроматор устанавливался на гониометре, где предусмотрены возможность его перемещения в направлении, перпендикулярном падающему излучению, и вращение вокруг 2-х перпендикулярных осей, одна из них проходила через нормаль к входной грани кристалла.

В качестве объектов были выбраны медная предметная решетка для электронной микроскопии и танталовая ударная трековая мембрана^{*)}. Предметная решетка для электронной микроскопии представляет собой сетку с квадрат-

^{*)} Подробно о технике получения ударных трековых мембран, их структуре и свойствах см. в статье А.Н. Евдокимова и др. "Структурные и селективные свойства пористых сред нового типа – ударных трековых мембран и фильтров". Коллоидн. журн. 1995. Т.7. №6, с. 912-914.

ными отверстиями со стороной $\sim 6,5 \times 10^4$ нм и периодом повторяемости $\sim 10^5$ нм. Ударные трековые мембраны представляют собой систему отверстий в танталовой фольге с диаметрами $(1-7) \times 10^4$ нм. Регистрация увеличенного изображения объекта производилась на фотопленку УФШС.

На рис. 12 приведены позитивное оптическое (а), растянутое негативное оптическое (б) и

рентгеновское негативное (в) изображения тест-объектов.

Изображение медной сетки (справа на рис.12, б, в) представляет систему штрихов, разделенных светлыми полосами. Один штрих соответствует одному квадратному отверстию. С учетом того обстоятельства, что увеличение достигалось лишь в одном направлении, отношение длины и ширины штриха на рентгенов-

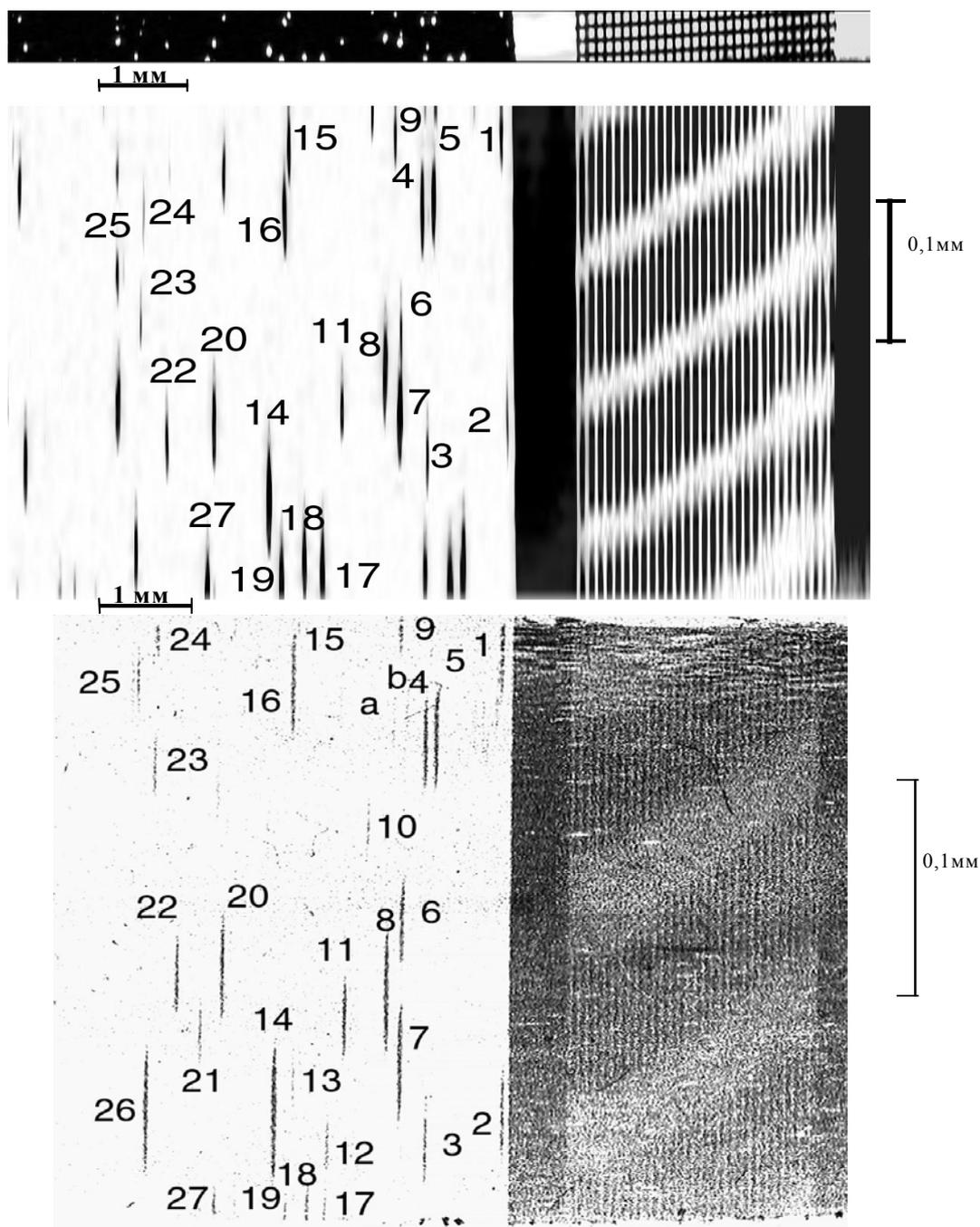


Рис. 12. Изображение танталовой фольги и медной сетки: а) видимые в оптический микроскоп; б) оптический снимок, растянутый в 20 раз в одном направлении; в) рентгеновское изображение, полученное после отражения излучения от кристалла-монохроматора ($\lambda=0,07$ нм).

ском снимке соответствует реальному увеличению и равно примерно 20, как мы и ожидали.

Изображение отверстий в ударных трековых мембранах также представляет собой систему штрихов. Треки на снимках были пронумерованы, причем удалось сопоставить рентгеновское изображение с изображением, полученным на оптическом микроскопе. При этом диаметры пор, полученные в рентгеновском эксперименте, хорошо соответствуют данным микроскопии. На рентгеновском снимке существуют штрихи (а, б, 10, 12, 13), для которых отсутствуют соответствующие отверстия на оптическом снимке. Рентгеновские результаты и данные микроскопии показывают, что эти треки имеют наименьшие размеры.

4. Заключение

Таким образом, показана возможность получения увеличенных изображений объектов с микронным разрешением. Получено изображение ряда объектов с увеличением ~ 20 . Удалось зарегистрировать увеличенные изображения отверстий в ударных трековых мембранах с минимальным диаметром порядка 2×10^4 нм.

Авторы благодарны всем сотрудникам Отдела мембранных технологий Института кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН за дружескую помощь и постоянный интерес к работе.

Литература

1. Sayre P., Kirz J., Feder R. et al. Transmission microscopy of unmodified biological materials: comparative radiation dosage with electrons and ultrasoft x-ray photons. // Ultramicroscopy. 1977. V. 2. №4, p.337-349.
2. Henke B.L., Lee P. et al. Low energy X-ray interaction coefficients: photoionization, scattering and reflection. // Atomic and nuclear data tables. 1982. V.27, p.1. + Электронная версия уточненных оптических констант. 1997.
3. Артюков И.А., Асадчиков В.Е., Виноградов А.В. и др. Зеркальный рентгеновский микроскоп для исследования объектов, освещаемых излучением лазерной плазмы. // Кв. эл-ка. 1995. Т.22. №9, с.951-954.
4. Артюков И.А., Асадчиков В.Е., Виленский А.И. и др. Получение изображений фильтрационных каналов в трековых мембранах с помощью рентгеновского микроскопа Шварцшильда. // ДАН. 2000. Т.372. №5, с.608-611.
5. Kopylov Yu.V., Popov A.V., Vinogradov A.V. // Opt. Comm. 1995. V.118, p.619.
6. Ranwez F. Application de la photographie par les rayons Roentgen aux recherches analytiques des matieres vegetales. // Comptes Rendue des Seances de l'Academie des Sciences, Paris. 1896. V.122, p.396-412.
7. Rontgen W.C. Uber eine neue art von Strahlen. I Mitteilung, Sitzungsberichte der Wurzburger Physik-med. // Gesellschaft. 1895. V.137, p.41.
8. Goby P. Une application nouvelle des rayons x: la microradiographie. // Comptes Rendue de l'Academie des Sciences, Paris. 1913. V.156, p.686.
9. Goby P. New application of the X-rays: microradiography. // Journal of Royal Microscopy Soc. 1913. V.4, p.373-375.
10. Асадчиков В.Е., Белоглазов В.И., Виноградов А.В., Воронов Д.Л., Кондратенко В.В., Копылов Ю.В., Лебедев Н.Ф., Пономаренко А.Г., Попов А.В., Постнов А.А., Савельев С.В., Федоренко А.И. Фокусировка жесткого рентгеновского излучения слоистой зонной пластинкой. // Кристаллография. 1999. Т. 44. №4, с. 592-600.
11. Dudchik Yu.I., Kolchevsky N.N. // Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. 1999. A. V. 421, p.361.
12. Асадчиков В.Е., Мчедливили Б. В., Пономарев Ю.В., Постнов А.А., Сенин Р.А., Цыганова Т.В. Рентгеновская микроскопия с использованием асимметричного отражения от монокристалла. // Письма в ЖЭТФ. 2001. Т.73, вып.4, с.205-209.