

ФОКУСИРУЮЩАЯ КАПИЛЛЯРНАЯ И ПОРИСТАЯ РЕНТГЕНОВСКАЯ ОПТИКА

В.В. Лидер

*Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова ФНИЦ «Кристаллография
и фотоника» РАН, Москва, Россия
E-mail: vallider@yandex.ru*

Содержание

1. Введение.
2. Фокусирующая капиллярная рентгеновская оптика.
 - 2.1. Монокапиллярная рентгеновская оптика.
 - 2.2. Поликапиллярная рентгеновская оптика.
 - 2.3. Конфокальная рентгеновская оптика.
3. Фокусирующая пористая рентгеновская оптика.
 - 3.1. Оптика Вольтера I.
 - 3.2. Оптика «глаза лобстера».
4. Заключение. Выводы и перспективы.

1. Введение

За последние три десятилетия появилось большое количество публикаций, посвященных неразрушающему изучению конденсированных сред с помощью рентгеновского микропучка [1].

Конденсорная оптика, с помощью которой осуществляется формирование рентгеновского микропучка, традиционно представляет собой зонную пластинку Френеля большого диаметра с десятками тысяч зон [2]. Зонная пластинка Френеля имеет ограниченную полосу пропускания, что может быть полезно в приложениях, где необходимо выделение определенной спектральной линии лабораторного источника рентгеновского излучения, но является недостатком в случае использования синхротронного излучения (СИ). Кроме того, зонные пластинки Френеля имеют тенденцию быть хрупкими, и отличаются низкой эффективностью.

В последнее время получили развитие альтернативные типы конденсора (концентратора) на основе полых стеклянных капилляров. В фокусирующих капиллярах используется эффект полного внешнего отражения (ПВО) рентгеновских лучей (РЛ) от внутренних стенок каналов, имеющих форму эллипсоида или параболоида вращения. Эти оптические элементы ахроматические и, следовательно, не функционируют в качестве монохроматоров, как в случае зонных пластинок Френеля. Такие капилляры обеспечивают равномерное освещение образца полым конусом РЛ и формирование фокусного пятна размером ~ 1 мкм [3].

Капилляры имеют ряд преимуществ по сравнению с зонными пластинками Френеля, используемыми в качестве конденсора [4]: 1) они более доступны; 2) позволяют осуществлять с помощью монохроматора перестройку энергии без необходимости перемещения конденсора при изменении энергии РЛ; 3) их эффективность в 3-15 раз больше эффективности зонных пластинок при отсутствии нежелательных высоких дифракционных порядков; 4) являются более надежными, более долговечными; 5) стойки к тепловой нагрузке или механическим повреждениям; 7) не требуют наличия диафрагмы, устанавливаемой вблизи фокуса для формирования необходимой полосы пропускания и, таким образом, не ограничивают размер держателя образца и возможность управления им.

Изогнутые специальным образом капилляры позволяют создавать системы многократного отражения, способные управлять направлением распространения РЛ. Собрав вместе большое количество капилляров, изогнутых с разным радиусом кривизны, и расположив их таким образом, чтобы они направляли излучение в одну точку, можно создать эффективную рентгеновскую линзу.

Однако эллипсоидальные поверхности страдают от серьезных внеосевых aberrаций. Поэтому капиллярная оптика не является изображающей. Но для конденсора расфокусировка внеосевого излучения не имеет значения, пока источник достаточно мал, а распределение освещения по углам одинаково по площади образца.

Ситуация меняется, когда необходимо создать эффективную рентгеновскую изображающую оптику, используемую, например, в рентгеновских орбитальных телескопах. В них для уменьшения aberrаций обычно применяются составные зеркальные системы скользящего падения, известные как системы Вольтера I [5, 6], в которых излучение последовательно отражается от двух асферических поверхностей. Для увеличения эффективной площади сбора телескопа используются несколько коаксиальных и конфокальных зеркал, плотно вложенных друг в друга. Однако увеличение плотности упаковки зеркал приводит к увеличению массы оптики, что затрудняет вывод аппаратуры на околоземную орбиту. Пористая оптика позволяет значительно облегчить вес телескопа с сохранением плотности отражающих поверхностей, а значит и его эффективности [7].

Одно из направлений развития фокусирующей пористой оптики основано на использовании пластин кремния с ребрами жесткости. Пластины укладываются друг на друга, образуя каналы квадратного профиля субмиллиметрового размера. Такая конструкция может успешно заменить плотно упакованные зеркала в оптике Вольтера I, обеспечивая беспрецедентную легкость и жесткость конструкции.

Другое направление развития фокусирующей пористой оптики основано на использовании сферически изогнутой стеклянной микропористой пластины, и использование каналов квадратного профиля для фокусировки РЛ может стать эквивалентом так называемой оптики «глаза лобстера» [8].

2. Фокусирующая капиллярная рентгеновская оптика.

В настоящее время рентгеновская капиллярная оптика является самостоятельным направлением в оптике [9]. Капиллярные рентгенооптические системы позволяют эффективно формировать рентгеновские пучки требуемой конфигурации в широком диапазоне энергий; они также просты по конструкции и технологичны в изготовлении. Очень важным свойством капиллярных оптических элементов является принципиальная возможность получения большей светосилы по сравнению с другими оптическими фокусирующими элементами рентгеновского диапазона, что позволяет использовать капиллярные системы в качестве эффективных концентраторов РЛ. В отличие от обычных методов фокусировки рентгеновского излучения капиллярная оптика дает возможность реально управлять пучками рентгеновских лучей [10 – 13].

Задача обрезания жесткой части электромагнитного излучения является проблемной в радиационной физике. Фильтрацию жесткой части спектра рентгеновского излучения можно осуществить с помощью капиллярных систем. Механизм фильтрации связан с тем фактом, что РЛ распространяются внутри каналов, отражаясь от их стенок, при условии малости скользящего угла θ ($\theta \leq \theta_c$). Величина критического угла ПВО θ_c дается приближенной формулой:

$$\theta_c(\text{мрад}) \approx 2,34\lambda(Z\rho/A)^{1/2}, \quad (1)$$

где ρ (г/см³) – плотность материала, Z и A – соответственно его атомное число и вес, λ (Å) – длина волны РЛ.

Поскольку угол θ_c пропорционален длине волны РЛ, то, выбирая определенную геометрию оптической системы, можно добиться, чтобы для коротковолновой части спектра излучения нарушалось условие каналирования (распространения внутри канала), и пропускная способность системы была уменьшена. С другой стороны, в области больших длин волн пропускная способность системы также снижается из-за возрастающего поглощения излучения в этом диапазоне. Таким образом, каждая конкретная капиллярная система имеет естественную рабочую полосу пропускания.

Как показали проведенные исследования [14 – 16], качество внутренней поверхности стеклянных капилляров оказывается вполне пригодной для использования в рентгеновской оптике. Это означает, что такие капилляры могут служить эффективными волноводами для РЛ, т. е. транспортировать входящее в них излучение в достаточно широком спектре с потерями, существенными лишь при весьма большом числе отражений, поскольку потери на одно отражение можно свести к минимуму при соответствующем выборе материала капилляра и качестве его внутренней поверхности. Для типичных углов скольжения $\theta \sim \theta_c/2$ высота шероховатостей, как правило, не должна превышать 10 – 20 Å [9].

Очевидно, что рентгеновская капиллярная оптика может быть использована во всех областях, где необходимо увеличить плотность потока РЛ и где необходим контроль за их распространением.

2.1. Монокапиллярная рентгеновская оптика.

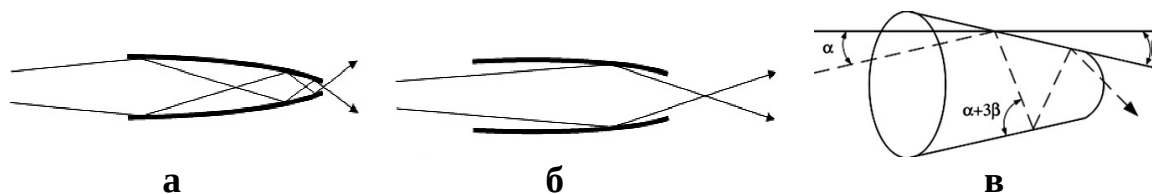


Рис. 1. Ход лучей в монокапилляре многократного (а), однократного (б) отражения и конусном капилляре [17] (д) (см. текст).

Рис. 1а, б показывает различие между двумя типами монокапиллярной оптики: с многократным и однократным отражением. В первом случае РЛ после нескольких последовательных отражений формируют фокусное пятно, размер которого определяется размером выходного отверстия и свойствами источника излучения. Пропускная способность капилляра зависит от числа отражений, качества оптики и т.д., и обычно колеблется от 10 до 80%. Недостаток – фокус находится в непосредственной близости от капиллярного выхода: обычно для получения малого размера фокуса образец должен быть помещен на расстоянии 10–100 мкм для микронного размера фокусного пятна.

Для того чтобы иметь возможность получить расстояние фокуса от выходного отверстия, равное миллиметрам или сантиметрам, может быть использован монокапилляр однократного отражения (рис. 1б). Он показывает почти 100%-ю пропускную способность, так как единственное отражение очень эффективно в условиях ПВО [18].

Отметим, что из-за значительной расходимости пучка на выходе капилляра размер фокусного пятна d_f всегда будет больше, чем выходной размер капилляра d_{out} из-за отличного от нуля фокусного расстояния f , т.е. от расстояния от конца капилляра до образца [14, 19]:

$$d_f \approx d_{out} + 2f \theta_c \quad (2)$$

Монокапилляры на основе однократного отражения обычно имеют эллиптическую или параболическую формы [20]. Используя эллиптический капилляр, точечный источник может быть сфокусирован, если источник расположен в одном из фокусов эллипса. Фокальное пятно тогда появится во втором фокусе. А параболический капилляр может фокусировать параллельный пучок или превратить расходящийся из точечного источника пучок РЛ в параллельный пучок. Размер фокального пятна будет определяться не только точностью изготовления оптического элемента, но также и свойствами источника излучения [21]. В работе [22] пучок РЛ с энергией 30 кэВ был сфокусирован посредством эллиптического капилляра однократного отражения в фокусное пятно размером 15 мкм.

Одним из способов получения рентгеновских пучков с субмикронными размерами является применение конусного капилляра, сужающегося по закону эллипса или параболы [17, 23 – 27]. Авторами работы [25] было получено пространственное разрешение в 50 нм при $E = 5 - 8$ кэВ. Это – самое высокое разрешение, полученное с помощью рентгеновской монокапиллярной оптики.

В конусном капилляре (рис. 1в) РЛ испытывают ПВО от гладкой внутренней поверхности капилляра при углах падения α , меньших критического θ_c . Первое отражение происходит под углом $\alpha + \beta$, где β – половинный угол раствора капиллярного конуса. Второе отражение происходит под углом $\alpha + 3\beta$, а n -ное – под углом $\alpha + (2n - 1)\beta$. При падении под углом, большим критического, РЛ не участвует в процессе фокусировки. Таким образом, количество эффективных отражений определяется неравенством: $n < (\theta_c - \alpha + \beta)/2\beta$ [17, 19].

Монокапиллярная оптика находят применение в качестве концентраторов РЛ с различными источниками излучения: СИ [3, 28 – 31], рентгеновской трубки [32, 33], лазерно-плазменных источников [34, 35].

Капилляры-концентраторы с однократным отражением поддерживают широкий спектр приложений, включая рентгеновскую флуоресценцию [36 – 40] и томографию [41], рентгеновскую микроскопию [3, 42 – 44] (рис.2), малоугловое рассеяние РЛ [45], дифракционные методы [28, 45 – 48].

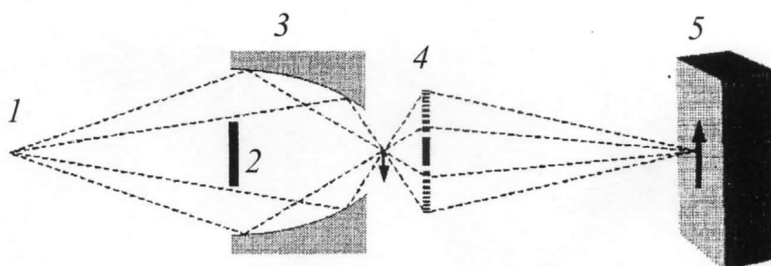


Рис. 2. Схема рентгеновского микроскопа полного поля зрения с эллипсоидальным капилляром в качестве конденсора: 1 – источник излучения, 2 – заглушка, 3 – капилляр, 4 – объективная зонная пластинка Френеля, 5 – детектор [3].

2.2. Поликапиллярная рентгеновская оптика.

Простейшим элементом капиллярной оптики является прямой цилиндрический капилляр, представляющий собой полую стеклянную трубку цилиндрической формы. При помощи такого капилляра может быть осуществлено изменение направления распространения излучения, поскольку РЛ можно удерживать в полой слабо изогнутом капилляре. При изгибе капилляра необходимо учитывать тот факт, что не все лучи, входящие в канал, будут удовлетворять условию $\theta < \theta_c$. В предположении малости внутреннего радиуса капилляра r_0 по сравнению с радиусом изгиба капилляра R ($r_0/R \ll 1$) и с учетом малости критического угла ПВО для РЛ

условие эффективного захвата излучения в режиме транспортировки излучения капилляром записывается как

$$(R/r_0)(\theta_c/2)^2 \geq 1. \quad (3)$$

Таким образом, максимальный угол поворота рентгеновского пучка $\Psi_{\max}$ капилляром длиной L определяется выражением:

$$\Psi_{\max} = (L/r_0)(\theta_c/2)^2 \quad (4)$$

В литературе возможность использования капилляров в качестве элементов управления рентгеновским пучком описана и обоснована достаточно давно [14, 49]. Было показано, что изогнутый капилляр принципиально способен поворачивать пучок жесткого рентгеновского излучения на углы до 10° с эффективностью до 10% [50].

Собрав вместе большое количество капилляров, изогнутых с разным радиусом кривизны, и расположив их таким образом, чтобы они направляли излучение в одну точку, можно создать рентгеновскую линзу. Такой системой и является поликапиллярная линза (оптика Кумахова), состоящая из множества изогнутых каналов [51 – 56]. Для каждого канала, как и для зеркала, угол захвата излучения не превышает удвоенного критического угла, но каналов много, и реальный угол захвата линзы может достигать нескольких градусов, превосходя критический угол в десятки и сотни раз.

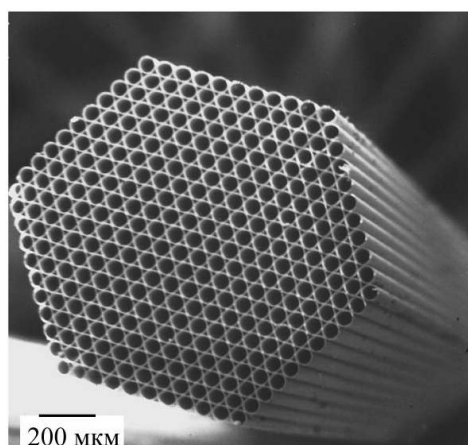


Рис. 3. Микрофотография сечения, полученного с помощью сканирующего электронного микроскопа. Диаметр каналов ~ 50 мкм [55].

Условие $\theta < \theta_c$ требует использования каналов небольшого размера, обычно от 2 до 50 мкм (рис. 3). Из-за механических ограничений производства тонкостенных трубок такого размера оптика изготавливается с использованием многократного процесса складывания и вытягивания стекловолоконной оптики [57].

Поликапиллярная система, спроектированная определенным образом, позволяет не только эффективно транспортировать излучение, но также и увеличивать плотность излучения, фокусируя его в пятно микронных размеров Δf . Следовательно, такая капиллярная система работает как фокусирующая линза. Предполагая идеальное перекрытие, размер фокусного пятна определяется размером пятна от каждого отдельного капилляра канала,

который зависит от размера канала r_0 , выходного фокусного расстояния f_{out} (рис. 4) и локальной расходимости β [55, 58]:

$$\Delta f \approx [r_0^2 + (f_{out} \beta^2)]^{1/2}. \quad (5)$$

Расходимость на выходе капилляра β не равна нулю, но приблизительно определяется критическим углом и, следовательно, зависит от энергии рентгеновского излучения. Локальная расходимость β обычно составляет $\sim 1,3\theta_c$. Коэффициент 1,3 – это экспериментально определенный параметр, который возникает из того факта, что большая часть пучка имеет расходимость меньше максимальной расходимости $2\theta_c$, создаваемой отражением под критическим углом. Локальная расходимость пучка не зависит от размера источника, хотя большие источники не могут быть эффективно «захвачены» оптикой. Критический угол θ_c при энергии излучения $E = 20$ кэВ составляет 1,5 мрад. При $\beta = 1,3\theta_c$, оптика с $r_0 = 3,4$ мкм и $f_{out} = 9$ мм имеет прогнозируемый размер пятна 18 мкм [55].

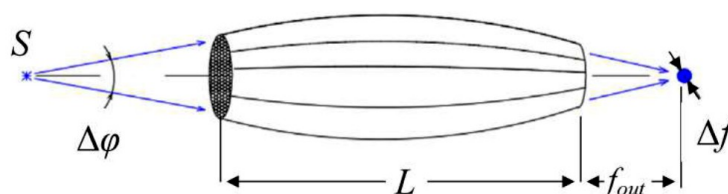


Рис. 4. Схема фокусировки рентгеновских лучей поликапиллярной линзой (S – источник излучения, $\Delta\varphi$ – приемная апертура, L – длина линзы, f_{out} – фокусное расстояние, Δf – размер фокусного пятна).

Использование капиллярной линзы позволяет получить увеличение плотности излучения G , т.е. отношение плотности излучения в фокусном пятне линзы к плотности излучения, которая создается источником без линзы на том же расстоянии от источника, что и фокусное пятно [9]:

$$G = (L\Delta\varphi/\Delta f)^2 T, \quad (6)$$

где T – коэффициент пропускания поликапиллярной системы при условии, что пропускание системы не мало ($T > 10\%$), $\Delta\varphi$ – угловая апертура поликапилляра на входе, L – длина линзы.

Сообщалось о $G = 2500$ [59] и $G = 2970$ [60] для стеклянного поликапилляра, что значительно больше коэффициента усиления конического монокапилляра ($G = 960$ при $E = 6$ кэВ), измеренного авторами работы [26].

Наряду с поликапиллярной линзой, позволяющей сфокусировать излучение от конечного источника (рентгеновской трубки), используется капиллярная полу- линза, способная сфокусировать параллельный пучок (например, пучок СИ) или превратить его в квазипараллельный пучок с расходимостью в пределах удвоенного критического угла (рис.5).

Было показано, что поликапиллярная фокусирующая линза совместно с рентгеновской микрофокусной трубкой может использоваться в медицине [58, 61], рентгеновской микроскопии [62, 63], для получения рентгеновского

фазоконтрастного изображения [64], для микродифракции [65, 66], рентгеновского флуоресцентного анализа [60, 67 – 69] (рис. 6).

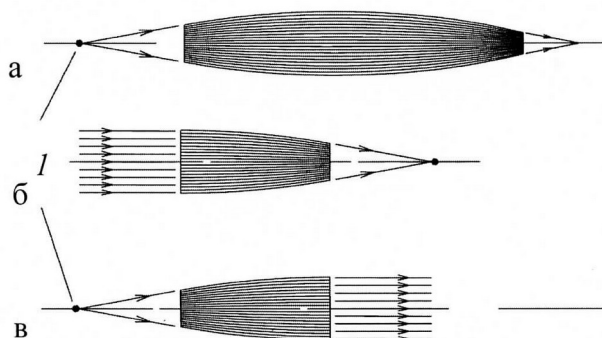


Рис. 5. Рентгеновская поликапиллярная оптика: фокусирующая линза «точечный источник – фокус» (а); фокусирующая полулинза «параллельный пучок – фокус» (б); полулинза «точечный источник – квазипараллельный пучок» (в) (1 – точечный источник РЛ) [54].

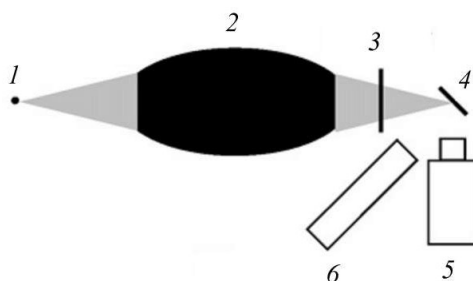


Рис. 6. Схема экспериментальной установки для рентгеновского флуоресцентного анализа (1 – анод микрофокусной рентгеновской трубки, 2 – поликапиллярная линза, 3 – фильтр, 4 – образец, 5 – детектор, 6 – оптический микроскоп) [60].

Информация о двумерном (2D) распределении элементов может быть получена при растровом сканировании образца относительно сфокусированных в микропучок первичных РЛ. На сегодняшний день этот метод, часто называемый сканирующей рентгеновской флуоресцентной микроскопией (СРФМ) является наиболее популярным для исследований в области искусства и культурного наследия. Однако здесь могут возникнуть проблемы, связанные с большими размерами объектов исследования (например, произведений живописи), которые часто бывает затруднительно доставлять в лабораторию из музеев или хранилищ. Поэтому были разработаны мобильные установки с использованием поликапиллярной фокусирующей оптики для исследований на месте (*in situ*). Спрос на такие приборы стимулировал появление коммерческих инструментов [70]. Фирмой Bruker Nano GmbH (Берлин, Германия) были последовательно разработаны три варианта экспериментальных установок: ARTAX [71], Tornado M4 [72] и M6 Jetstream [70]. В них используются микрофокусные рентгеновские трубки и поликапиллярная фокусирующая оптика, обеспечивающая пространственное разрешение не хуже 100 мкм. Система ARTAX была

разработана, главным образом, для локального рентгеновского флуоресцентного анализа культурного наследия; также возможно ее использование для флуоресцентной визуализации [71], но область сканирования ограничена размером $5 \times 5 \text{ см}^2$. Таким образом, ARTAX не годится для изучения объектов больших размеров. В Tornado M4 максимальный размер исследуемого образца равен $20 \text{ см} \times 16 \text{ см}$, а для Bruker M6 Jetstream площадь сканирования достигла $80 \times 60 \text{ см}^2$; при этом осуществляется сканирование рентгеновским пучком неподвижного образца, что открывает возможности для исследования массивных объектов. По-видимому, в этом причина его повышенной востребованности [73 – 78].

Поликапиллярные полулинзы используются для эффективной фокусировки квазипараллельного пучка СИ с энергией в диапазоне 2-30 кэВ до небольших пятен (диаметром 10-50 мкм) [79 – 85]. Поликапиллярные полулинзы также успешно используются в конфокальной рентгеновской оптике.

2.3. Конфокальная рентгеновская оптика.

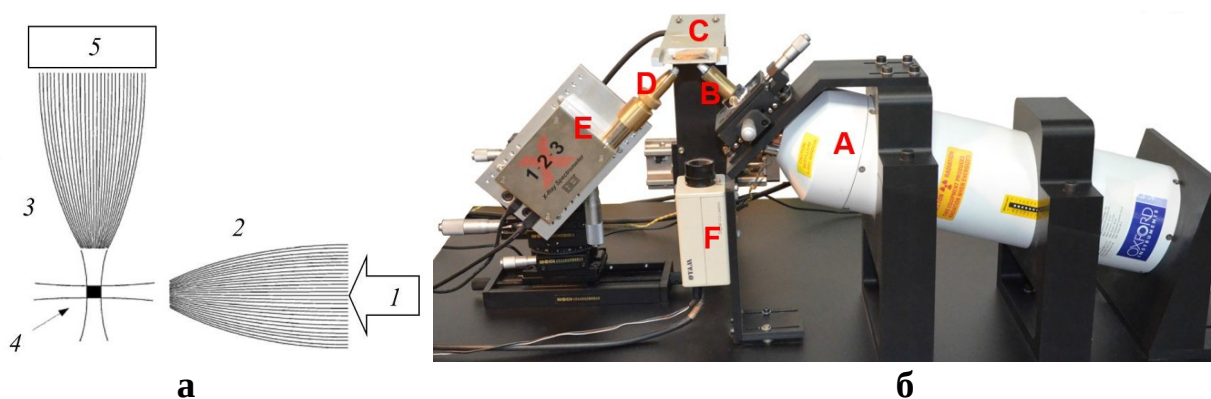


Рис. 7. (а) Схема рентгеновской конфокальной оптики при использовании СИ: 1 – квазипараллельный пучок СИ; 2 – фокусирующая поликапиллярная полулинза; 3 – коллиматорная поликапиллярная полулинза, направляющая флуоресцентное излучение из конфокального объема 4 на детектор 5. (б) Лабораторный флуоресцентный спектрометр [101]: А – рентгеновская трубка, В – фокусирующая поликапиллярная линза, С – держатель образца, D – коллиматорная поликапиллярная полулинза, Е – полупроводниковый детектор, F – CCD –камера.

Одна из задач, стоящих перед исследователями – необходимость проведения анализа объектов с неоднородным распределением элементов не только по поверхности, но и по глубине, в частном случае – объектов со слоистой структурой. Для решения этой задачи в начале 1990-х годов Гибсоном и Кумаховым [53, 86] был предложен метод конфокальной рентгеновской флуоресцентной спектроскопии (КРФС) [87 – 90]. Сущностью метода является использование пространственной фильтрации для отсекания излучения от части образца вне фокуса (фоновых засветок). В КРФС помимо оптики, фокусирующей первичное излучение, используется дополнительный

оптический элемент, установленный между образцом и детектором, обеспечивающий локальность отбора флуоресцентного излучения из объема образца. При этом регистрируется флуоресцентное излучение, поступающее только из объема, определяемого областью перекрытия оптических фокусов элементов рентгеновской оптики – так называемого конфокального объема. Для этой цели обычно используется поликапиллярная линза или полулинза [91], позволяющая «собрать» флуоресцентное излучение и направить его на входное окно детектора (рис. 7а).

Хотя использование СИ в соединении с конфокальным XRF показало его перспективность [92 – 94], ограниченная доступность инструментария стимулировала исследование в конфигурациях с лабораторными источниками [89, 95 – 102] (рис. 7б). Настольные источники РЛ испускают намного меньше фотонов, чем источники СИ, что приводит к более низкой элементной чувствительности приблизительно на один - два порядка [103].

Однако разница в яркости источников излучения практически не влияет на разрешающую способность метода. Например, для оптической конфигурации, образованной двумя поликапиллярными линзами, для лабораторного инструмента [104] размер фокусного пятна был экспериментально оценен в 10 мкм при энергии 17.4 кэВ ($\text{Mo K}\alpha$), а разрешение по глубине варьировалось от 22.6 мкм до 13.7 мкм при изменении энергии РЛ от 5.4 кэВ до 11.4 кэВ, соответственно (с увеличением энергии критический угол ПВО уменьшается и, таким образом, радиация может быть собрана из меньшего объема); при использовании СИ авторам работы [105] удалось получить конфокальный объем, равный $15 \times 15 \times 20$ мкм³ при $E = 17,2$ кэВ. Заметим, что латеральное разрешение и разрешение по глубине определяются параметрами фокусирующей оптики, установленной перед образцом и перед детектором, соответственно.

Метод КРФС нашел применение в различных областях исследований. Разрешение по глубине играет принципиальную роль, когда последовательность слоев, состоящих из разных элементов, неизвестна, и если к тому же эта последовательность меняется вдоль поверхности образца. Поэтому метод использовался при изучении слоистых структур, таких, как произведения живописи [106 – 116] и прикладного искусства [117 – 119], многослойные полупроводниковые устройства [120]. Метод может применяться для изучения деталей механизмов [121], коррозии металлов [122, 123], *in operando* преобразователей энергии [124, 125], границ раздела «жидкость/ твердое тело» [126]. Показана возможность использования метода КРФС в медицине [127 – 129], геологии [130 – 132], археологии [133 – 135], криминалистике [136, 137], изучении печатной продукции [138], исследовании окружающей среды [139], околоземного пространства и космоса [140], а также в фармацевтике, поскольку картирование различных комплексов в таблетке является важной проблемой для производственного контроля качества, а также для обнаружения подделок. Например, было показано [141], что возможно измерить распределение нескольких неорганических элементов (Zn, Fe, Ti, Mn, Cu) до глубины в несколько сотен

микрон под поверхностью таблетки, исключив «вмешательство» в анализ покрытия таблетки, и в том же эксперименте измерить толщину покрытия.

Иногда необходимо знание толщины и состава внешнего слоя (оболочки) объекта исследования. Например, в работе [142] в зернах риса был обнаружен внешний слой, имеющий толщину около 80 мкм, обогащенный металлами. Поэтому в регионах, на которые воздействуют тяжелые металлы и другие ядовитые элементы загрязнения, приготовление рисовых блюд нуждается в обильном количестве воды для обработки риса и кулинарии.

3. Фокусирующая пористая рентгеновская оптика.

3.1. Геометрия Вольтера I.

Идея использования ПВО для рентгеновской оптики родилась в 1960 году, когда Р. Джаккони и Б. Росси оценили возможность создания рентгеновского рефлектора усеченной параболической формы [143], способного сфокусировать параксиальный пучок РЛ без сферической аберрации.

Параболическая форма, тем не менее, не может быть использована для создания телескопов на основе ПВО, поскольку на них будет влиять сильная кома-абберация; в результате поле зрения оптики будет мало для создания любого изображения в фокальной плоскости.

В 1952 году Вольтер продемонстрировал двойную зеркальную систему, в которой используемые для формирования изображения РЛ претерпевали два последовательных отражения от параболоида, а затем гиперболоида [6]. Преимуществом двойной зеркальной системы является уменьшение оптических аберраций, таких как кома и, следовательно, улучшение углового разрешения. Но из-за удаленности большинства астрономических объектов интенсивность излучения на входе рентгеновского телескопа, как правило, чрезвычайно мала. Так как угол скольжения должен быть меньше критического угла ПВО, эффективная площадь одиночного зеркала очень мала. Для увеличения эффективной площади телескопа используются несколько коаксиальных и конфокальных зеркал с уменьшающимися радиусами («зеркальные оболочки»), вложенные друг в друга наподобие русской матрешки, причем угол скольжения уменьшается от внешней оболочки к внутренней (рис. 8) [144, 145].

Высокое угловое разрешение стоит дорого: зеркала должны иметь точно изготовленную форму поверхности с высоким качеством обработки и жесткое крепление. Эти требования приводят к толстым оболочкам, высокой массе и большим затратам. С другой стороны, переход к более легким тонким зеркальным оболочкам делает оптику менее жесткой. Это уменьшение жесткости делает зеркало более восприимчивым к случайным нагрузкам и искажениям, которые могут ухудшить его форму. Следовательно, изготовление и монтаж тонких легких элементов рентгеновской фокусирующей оптики с высоким угловым разрешением

представляет собой значительную и уникальную техническую проблему для современной астрофизики [146].

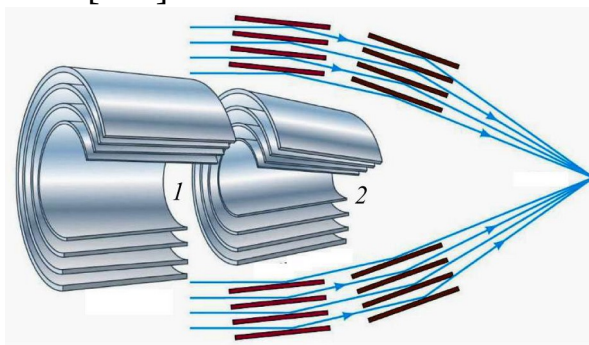


Рис. 8. Ход рентгеновских лучей в многослойном зеркале Вольтера I. При фокусировке лучи последовательно отражаются от параболической (1) и гиперболической (2) поверхностей каждой зеркальной оболочки.

Для будущих рентгеновских телескопов необходимо уменьшить массу и объемную плотность упаковки зеркальных оболочек, сохраняя при этом эффективность, точную юстировку и жесткость конструкции.

Было показано [147], что стеклянный микропористый материал и миллипористые структуры кремния образуют «жизнеспособные» компоненты рентгеновской оптики. Обе технологии основаны на имеющихся в продаже продуктах и технологических процессах. Испытания демонстрационных линз показали, что их эффективность может быть приемлемой для легкой, компактной стеклянной оптики и линзы более высокого разрешения и эффективности в случае кремниевой оптики.

Кремниевая пористая оптика.

Было показано [7, 144, 147 – 150], что кремниевая пористая оптика (КПО) может служить новой технологией для создания следующего поколения рентгеновских телескопов. Выбор кремния в качестве материала для фокусирующей оптики не случаен: кремний имеет небольшую плотность ($2,3 \text{ г/см}^3$), обладает хорошей прочностью, малым температурным коэффициентом линейного расширения, и может быть отполирован с чрезвычайно высоким качеством. Процесс производства кремниевых пластин оптимизирован полупроводниковой промышленностью, что облегчает производство зеркал с заданными параметрами.

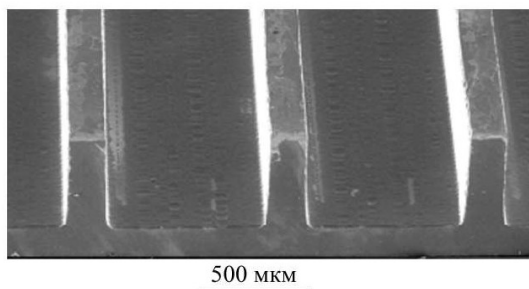


Рис. 9. Участок кремниевой пластины с ребрами жесткости шириной 0,17 мм, шагом 1 мм и толщиной мембраны 0,17 мм [7].

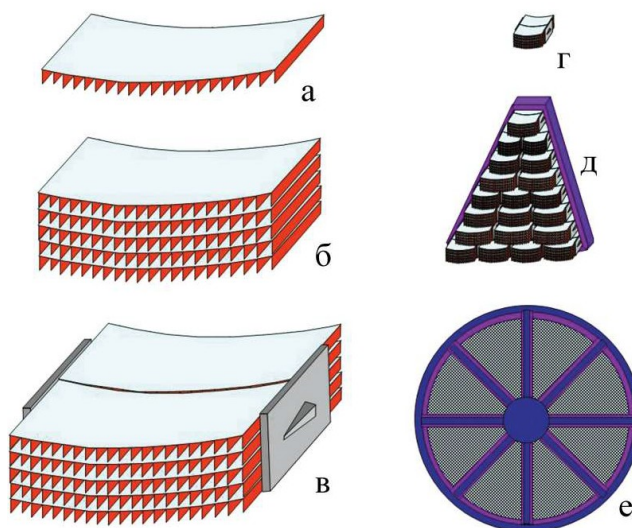


Рис.10. Иллюстрация технологии изготовления КПО. Изогнутые зеркальные пластины с ребрами жесткости (а) объединяются в зеркальные блоки (б); два блока КПО соединяются скобами для формирования зеркального модуля оптики Вольтера I (в, г); модули заполняют сектора (д), формирующие объектив телескопа (е) [7].

Полированные кремниевые пластины прямоугольной формы прорезаются канавками, чтобы сформировать ребристую структуру (рис. 9). Они имеют две основные функциональные части: мембрану, действующую как зеркало, и ребра для соединения нескольких пластин (рис.10а), расстояние между которыми может быть ~ 1 мм. Одна стенка каждой поры используется в качестве рабочей (отражающей) поверхности, а боковые стенки придают конструкции особую жесткость. Для улучшения отражательной способности зеркал их рабочая поверхность покрывается металлической пленкой. Форма поверхности зеркала, требуемая для оптики Вольтера I (или ее конического приближения), получается путем изгиба и укладки нескольких зеркал друг на друга, образуя зеркальный блок КПО (рис. 10б). Важным моментом является то, что пластины соединены без какого-либо клея посредством гидрофильного связывания активированных поверхностей. Затем для того, чтобы получить конфигурацию Вольтера I, два блока КПО располагаются друг за другом, юстируются и соединяются в зеркальный модуль КПО (рис. 10в). Апертура рентгеновского телескопа заполняется сотнями зеркальных модулей, объединенных в сектора [7] (рис. 10д, е) или систему концентрических колец [144]. Таким образом, может быть достигнута жесткость конструкции за счет монолитной пористой структуры оптических модулей, которые индивидуально съюстированы в оптический модуль, заменяя подход к установке отдельных оболочек, используемых в более традиционных рентгенооптических технологиях. Это позволяет толщине подложки быть значительно уменьшенной, что приведет к более плотной упаковке зеркальных оболочек и тем самым к увеличению эффективной поверхности сбора без ущерба для жесткости оптики и точности формы.

Стеклянная микропористая оптика.

Один из наиболее перспективных подходов для создания легкой и эффективной фокусирующей оптики – использование микропористых (микроканальных) пластин. Ширины отверстий в них настолько малы (20 – 100 мкм), что толщина подложки, т.е. длина зеркала, может быть небольшой, от сотен мкм до десятков мм. В результате оптика с микропорами может быть более чем в десять раз легче традиционной оптики рентгеновского телескопа. Таким образом, микропористая оптика при условии улучшения ее углового разрешения может быть использована для телескопов малой массы с большой эффективной площадью [151].

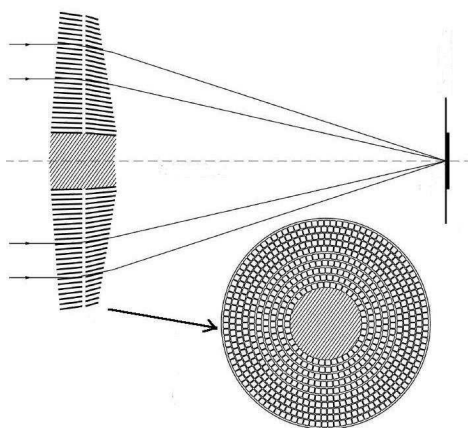


Рис. 11. Оптика Вольтера I может быть реализована с использованием большого количества прямоугольных пор, расположенных концентрическими кругами вокруг сердечника [148].

Микроканальные пластины (МКП) [7, 148, 152 – 157] изготавливаются из полированных стеклблоков, окруженных облицовочным стеклом с более низкой температурой плавления. Блоки растягивают в тонкие волокна. Эти волокна объединяются в массив круглого или квадратного сечения, который снова вытягивается для формирования мультифибра. Для создания радиально упакованных МКП мультифибры расположены концентрическими кольцами и сплавлены при высоких температуре и давлении для образования жгута. Заготовки МКП толщиной несколько миллиметров нарезаются из жгута перед тем, как растворимое стекло сердцевинки вытравливается кислотой, что приводит к желаемой структуре микропор требуемого сечения, в которой стенки пор образованы стеклом облицовки. МКП покрываются тонким слоем элемента с высоким Z (например, платиной, иридием и т. д.) для повышения эффективности ПВО. В зависимости от приложения, оптике может быть термически предана сферическая форма определенного радиуса. Поэтому технологию можно использовать для имитации двух поверхностей вращения, составляющих коническое приближение геометрии Вольтера-I для рентгеновской визуализации [154, 155, 158]. Для этого требуется две пластины, съюстированные так, чтобы каналы в первой пластине совпадали с таковыми во второй и фиксировались вместе, чтобы сформировать

структуру, показанную на рис.11. Пластины должны быть изогнуты до сферической формы, где радиус кривизны второй пластины составляет $1/3$ от радиуса первой пластины. РЛ от источника, расположенного на большом расстоянии, отражаются последовательно первой и второй пластиной, а изображение формируется на фокусном расстоянии $1/4$ радиуса кривизны первой пластины [7, 154]. Такая оптика может обеспечить большую эффективную площадь при очень малой массе [154].

Реализация МКП предполагалась в программе полета миссии *BepiColombo* и миссии *SVOM* [159]. Для радиально упакованной оптики МКП миссии *SVOM* с квадратными порами размером 20 микрон в коническом приближении геометрии Вольтера I фокусное расстояние равно 1 м, что определяется радиусами кривизны 4 и 1,33 м передней и задней пластин тандемной пары МКП. Оптика диаметром 210 мм собрана из тандемных пар МКП, каждая из которых представляет собой сектор окружности. Тандемы расположены в три кольца с разной толщиной (2,2 мм внутренняя, 1,3 мм средняя и 0,9 мм внешняя), чтобы приблизиться к профилю идеальной толщины, которая увеличивает пропускную способность телескопа за счет максимальной вероятности однократного отражения в каждой МКП [159].

Кремниевая микропористая оптика.

Кремниевая микропористая оптика – это так называемые микро- электро- механические системы (МЭМС) с использованием анизотропного влажного травления пластин кремния с ориентацией поверхности (110) [160]. Поскольку они изготавливаются на основе литографии, доступны поры точной формы в масштабе 1 мкм. Этот тип микропористой оптики может быть самой легкой рентгеновской оптикой благодаря мелким порам большой плотности. Так как травление позволяет изготавливать ряд рентгеновских зеркал сразу за один процесс травления, технология отличается очень низкой стоимостью.

Микропористая оптика МЭМС, изготовленная методом глубокого реактивного ионного травления страдает высокой шероховатостью боковых стенок микроканалов (10 – 30 нм). Для улучшения характеристик трехмерных микроструктур МЭМС в работе [161] было предложено комбинированное использование процессов сухого и анизотропного влажного травления [160] кремниевой микроканальной рентгеновской оптики: первый – для придания микроструктуре требуемой оптической формы, второй – для получения гладких стенок каналов.

Для уменьшения шероховатости стенок каналов авторы работы [162, 163] применили метод водородного отжига при температуре 1000 – 1300° С. Среднеквадратичная шероховатость поверхности после водородного отжига может быть чрезвычайно мала (порядка 0,1 нм).

В работах [164, 165] описывается процесс сверхточной полировки до шероховатости < 3 нм с использованием переменного магнитного поля. Основным фактором, определяющим успех полировки, является воздействие абразивных частиц на заготовку силой магнитного поля. Было обнаружено,

что процесс в основном контролируется частотой колебаний и напряженностью магнитного поля.

Для изготовления оптики Вольтера I, очевидно, следует изогнуть микроканальную пластину в зеркальный блок и соединить две пластины с разным радиусом кривизны. Однако в случае кремниевой структуры упругая деформация затруднена из-за хрупкости и жесткости кремния. В этом случае возможно использовать технологию горячей пластической деформации кремния. Монокристаллическую кремниевую пластину можно пластически деформировать в трехмерную форму путем помещения пластины между вогнутым и выпуклым штампами при высокой температуре ($> 700^\circ \text{C}$) [166]. Рентгеновский телескоп, использующий тонкие кремниевые пластины с большим количеством мелких пор в качестве фокусирующей оптики может стать самым легким из когда-либо созданных [163].

3.2. Оптика «глаза лобстера».

Мониторинг больших областей неба представляет особый интерес в рентгеновской астрономии из-за сильной изменчивости во времени большинства источников рентгеновского излучения. Ожидается, что широкопольные рентгеновские телескопы с фокусирующей оптикой станут важным инструментом в будущих проектах космической астрономии. Рентгеновская оптика, предложенная в 70-е годы Шмидтом [167] и Энджелом [168] дает прекрасную возможность получить очень широкое поле зрения (1000 квадратных градусов и более), в то время как обычно используемые классические зеркала скользящего падения Вольтера I ограничены примерно 1° [8].

Двумерная система Шмидта состоит из ортогональных стопок плоских фольг, расположенных веером по периметру двух цилиндров с радиусами R_1 , R_2 (рис.12а). Оптику Энджела можно рассматривать как особый случай системы Шмидта, где обе стопки лежат в том же положении, но имеют одинаковые радиусы $R_1 = R_2 = R$ (рис.12б). При этом две стопки зеркал образуют квадратные поры (рис.12в).

Здесь нас будет интересовать оптика Энджела, которую принято называть оптикой «глаза лобстера» (ГЛ) и которая образует отдельный класс пористой оптики. Дело в том, что глаза омаров и других ракообразных (креветок, раков и т. д.) устроены иначе, чем у большинства других животных: они не преломляют, а отражают падающий на них свет. То есть для фокусировки света на сетчатке глаза используются не линзы, каковыми являются хрусталики глаз высших позвоночных, а множество крошечных каналов с отражающими внутренними стенками и почти идеально квадратного сечения, расположенных на сферической поверхности. Такая система обладает чрезвычайно высокой светочувствительностью, практически недостижимой при использовании обычных линз.

Особый интерес к оптике ГЛ проявили астрофизики [8, 169 – 174].

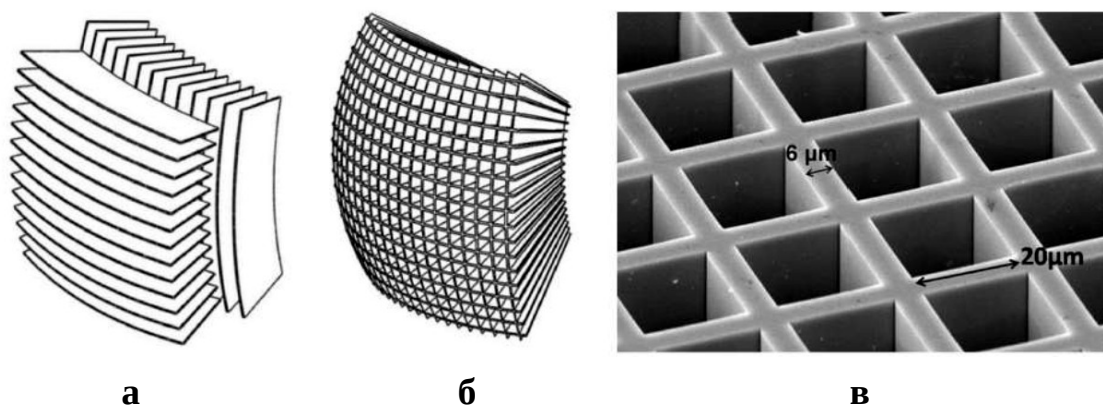


Рис.12. Двумерная фокусирующая оптика в геометрии Шмидта (а) и Энджела (б). РЭМ-изображение микропор (в).

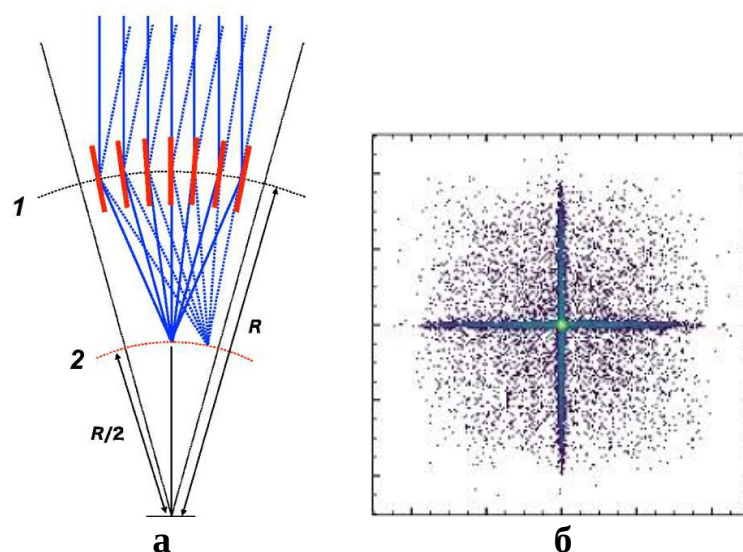


Рис. 13. Схема оптики ГЛ, показывающая рентгеновские зеркальные ячейки 1, установленные на сферической поверхности с радиусом R и фокальную поверхность 2 на фокусном расстоянии $R/2$. Рентгеновское излучение от разных положений источников на небе фокусируются в разных местах фокальной поверхности (а). Крестообразная форма фокуса оптики ГЛ (б) [174]

Микроканальные пластины с квадратными порами и квадратной упаковкой (рис. 12в) изготавливаются путем вытягивания, плавления и травления волокон свинцового стекла [175]. Оптика ГЛ представляет собой микроканальную пластинку, расположенную на сфере с радиусом R (рис.12б, 13а). Однако в отличие от рассмотренной выше оптики МКП и МЭМС, в которых фокус образуют однократно отраженные в каждой пластинке рентгеновские лучи, в оптике ГЛ фокус формируется лучами, последовательно отраженными от соседних (ортогональных) стенок канала. Эти лучи концентрируются на фокальной поверхности радиусом $R/2$. Линза ГЛ генерирует крестообразную форму фокуса с ветвями, возникающими в результате отражений фотонов от одной стенки канала. В результате структура фокуса представляет собой яркое пятно с более слабым крестом и

гораздо менее интенсивным диффузным фоном, образованным РЛ, прошедшими линзу без отражений (рис. 13б).

Недостаток оптики ГЛ – необходимость в регистрирующих изображении детекторах большого размера, устанавливаемых на фокальной поверхности.

Геометрическое угловое разрешение $\Delta\theta_g$ может оцениваться как отношение размера канала d к фокусному расстоянию f ($f = R/2$):

$$\Delta\theta_g = 2d/R. \quad (7)$$

Наконец, поле зрения FoV объектива с $N \times N$ каналами определяется диапазоном углов, который формируется всеми каналами [176]:

$$\text{FoV} \approx N(2d/R) = N\Delta\theta_g. \quad (8)$$

Размер поля зрения зависит только от угловых размеров сферической оптики и детектора. Если оптика и детектор покрывают полусферу, поле обзора – все небо. Поэтому такая оптика идеально подходит для очень широкого применения в астрономии, несмотря на низкую разрешающую способность.

Если параллельный пучок падает на линзу ГЛ, апертура ограничена квадратом со стороной, равной $2R\theta_c$. Поэтому самая большая достижимая эффективная область дается формулой [176]:

$$(A_{\text{eff}})_{\text{max}} = 4(R\theta_c)^2. \quad (9)$$

Чтобы получить максимально эффективное поле зрения требуется $\theta_c \approx (180/\pi)(8^{1/2} + 1)d/L$ градусов (L – осевая длина канала), поэтому при использовании материала покрытия высокой плотности, такого как иридий, при энергии РЛ 1 кэВ оптимальное соотношение $L/d = 50$. Производятся микрокапиллярные пластинки со стандартными размерами пор обычно 20 или 40 мкм, так что толщина пластин находится в диапазоне 1 – 2 мм.

В работе [177] были выявлены все существенные aberrации, которые ограничивают характеристики микроканальных пластин с квадратными порами, используемых в качестве рентгеновской оптики ГЛ. Существуют три собственные aberrации, которые ограничивают угловое разрешение. Сферическая aberrация зависит от аспектного отношения (L/d) и дает угловое разрешение $\Delta\theta_s = 32^{1/2}(d/L)^3$, геометрический размер пор ограничивает угловое разрешение до $\Delta\theta_g = d/f$ и дифракция ограничивает угловое разрешение до $\Delta\theta_d = 2\lambda/d$. Использование оптимального аспектного отношения $L/d = 50$ дает предел сферической aberrации $\Delta\theta_s \approx 9''$. При отсутствии внешних aberrаций будет получено максимальное угловое разрешение, если размер пор выбран таким, чтобы геометрические и дифракционные пределы были равны. В этом случае требуется $d = (2\lambda f)^{1/2}$, что дает $\Delta\theta_g = \Delta\theta_d = (2\lambda/f)^{1/2}$. При $E = 1$ кэВ, $f = 1$ м и $d = 50$ мкм $\Delta\theta_g = \Delta\theta_d = 10''$. Если объединить сферические, геометрические и дифракционные пределы, получим собственное угловое разрешение $(\Delta\theta_g^2 + \Delta\theta_d^2 + \Delta\theta_s^2)^{1/2} = \Delta\theta_i \approx 17''$. Повторяя этот расчет для $f = 0,3$ м и используя ту же самую величину L/d , получим оптимальный размер пор $d = 27$ мкм, $\Delta\theta_g = \Delta\theta_d = 19''$ и общий предел углового разрешения $\Delta\theta_i = 28''$.

Размер пор d доступных стеклянных микроканальных пластинок хорошо согласован с пределами оптимального углового разрешения геометрии ГЛ

для рентгеновского телескопа в энергетическом диапазоне 0,1 – 10 кэВ. Они могут быть изготовлены с толщиной L в диапазоне 0,9 – 4 мм, что дает оптимальное значение $L/d \sim 50$ для эффективной рентгенографии в том же диапазоне энергии. При формировании изображений в узком поле зрения ($f > 1$ м), предел собственного углового разрешения составит 10 – 20", а для более коротких фокусных расстояний, больше подходящих для приложений, требующих широкого поля зрения, предел будет находиться в диапазоне 20 – 30" [177].

Однако угловое разрешение также в значительной степени зависит от производственных ошибок и внешних факторов. Поэтому ряд работ был посвящен оптимизации оптических характеристик линзы ГЛ [173, 174, 178 – 182]. Например, авторами работы [178] были предложены способы оптимизации технологии подготовки и вытяжки стекла, контроля производственных процессов и метрологии, проведено усовершенствование процессов укладки волокон, травления сердцевины стекла и термического изгиба микроканальных пластин, а также методы покрытия стенок каналов отражающей пленкой. Для улучшения углового разрешения в работе [180] было рекомендовано применять терморегулирование оптики ГЛ. Для получения высокого аспектного отношения, радиально ориентированных прямоугольных каналов, уменьшения разориентации каналов и шероховатости их поверхностей (последние являются основными факторами предельного разрешения и отражательной способности пористой оптики) авторами работ [181, 182] предлагается использование рентгеновской литографии как возможной конкурирующей технологии изготовления микропористой оптики.

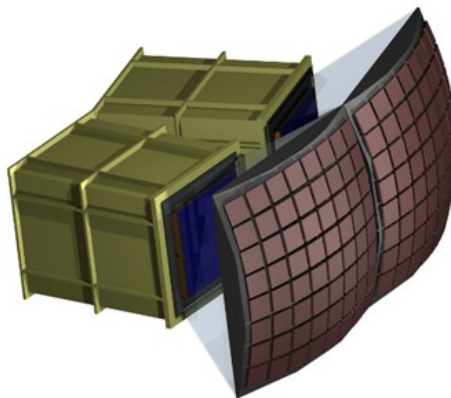


Рис. 14. Общий вид двух из четырех модулей оптики ГЛ сканера SXI миссии *THESEUS* [189] (см. текст).

Оптическая система ГЛ была использована в нескольких научных миссиях, нацеленных на мониторинг всего неба: *Lobster-ISS* [183], *AXIOM* [184], *STORM* [185, 186], *SMILE* [187], *SVOM* [188], *THESEUS* [189].

Например, апертура оптики рентгеновского сканера SXI миссии *THESEUS* образована массивом из 8х8 микроканальных пластинок с квадратными порами площадью 40х40 мм² каждая (рис. 14). Микроканальные пластинки установлены на сферической рамке с радиусом кривизны 600 мм. Фокальная

плоскость каждого модуля сканера представляет собой сферическую поверхность радиусом кривизны 600 мм, расположенную на расстоянии 300 мм (фокусное расстояние) от апертуры оптики. Детекторы для каждого модуля состоят из массива 2x2 широкоформатных детекторов, наклоненных таким образом, чтобы приблизиться к сферической фокальной поверхности.

5. Заключение. Выводы и перспективы.

Следует констатировать, что наиболее распространенным и удобным способом фокусировки первичного рентгеновского излучения на сегодняшний день является использование капиллярной и поликапиллярной рентгеновской оптики. За счет умеренного разрешения поликапиллярные элементы обеспечивают высокую интенсивность и часто используются как концентраторы рентгеновских лучей с синхротронами и рентгеновскими трубками. В сочетании с микрофокусными рентгеновскими трубками капиллярные линзы позволяют создавать компактные приборы для неразрушающего локального элементного анализа.

Одним из возможных путей дальнейшего развития поликапиллярной оптики может стать придание ей функции изображающей оптики. Недавно была предложена дефектная микроскопия [190], использующая естественные дефекты поликапиллярных структур, такие как разрушенные, отсутствующие или чуть более крупные капилляры. Было продемонстрировано, что такие дефекты, нарушая периодичность капиллярных решеток, приводят непосредственно к формированию множественных рентгеновских изображений объекта, помещенного в фокусе поликапиллярной оптики. Множественные изображения могут быть проанализированы с использованием принципа кодирующей апертуры и обещают обеспечить пространственное разрешение на уровне 0,5 мкм. Метод очень перспективен, но для практических приложений требует сложного изготовления специальной рентгеновской оптики с намеренно внесенными дефектами. Поэтому в работе [191] была предложена субмикронная кодирующая апертурная микроскопия с использованием внешней периодической сетки, расположенной на выходной поверхности поликапиллярной оптики.

Впечатляют достижения в области создания легкой рентгеновской оптики в геометрии Вольтера I на основе микропористых пластин. Однако здесь предстоит большая работа, направленная на существенное улучшение углового разрешения. Кроме этого, существует проблема юстировки двух микропористых пластин разной кривизны с большим количеством каналов. Поэтому может оказаться перспективной предложенная авторами работ [192, 193] новая компактная и легкая стеклянная микропористая рентгеновская оптика, которая с помощью фемтосекундного лазерного излучения и влажного травления формирует систему Вольтера I в единой стеклянной подложке без ее изгиба и необходимости юстировки.

Широкоугольная рентгеновская оптика «глаза лобстера» вышла на уровень, позволяющий ее успешное использование в орбитальных

телескопах. Недавние новые разработки показали, что оптика «глаза лобстера» также подходит для рентгеновской визуализации неастрономических объектов [194] и может использоваться в медицине, системе безопасности и для борьбы с терроризмом. Например, портативный аппарат LEXID ("Lobster-Eye" X-ray Inspection Device), разработанный компанией Physical Optics Corporation (POS) по заказу министерства внутренней безопасности США, основан на регистрации рентгеновского излучения, рассеянного изучаемым объектом, и может видеть сквозь бетонные стены и стальные заграждения толщиной в несколько сантиметров с расстояния до 2,5 м [195]. Устройство в первую очередь предназначено для таможенников.

Другая разработка этой же фирмы – прибор LEXIUS – представляет собой систему подводного рентгеновского сканера /рефлектометра для получения высококачественных изображений мин и других объектов, скрытых донными отложениями.

Вывод: фокусирующая рентгеновская капиллярная и пористая оптики являются широко используемыми высокоэффективными техниками, обладающими способностями к дальнейшему развитию и совершенствованию.