

КРАТКИЕ СООБЩЕНИЯ

09

Журнал технической физики, т. 61, в. 11, 1991

© 1991 г.

РЕФРАКЦИОННЫЙ КОНТРАСТ
В РЕНТГЕНОВСКОЙ ИНТРОСКОПИИ

В. А. Соменков, А. К. Ткалич, С. Ш. Шильштейн

Введение

В традиционных методах интроскопии контраст картины пропускания объекта определяется локальным изменением коэффициента ослабления. Вследствие степенной зависимости массового коэффициента ослабления рентгеновских лучей от атомного номера элемента-поглотителя близкие по составу вещества дают слабый абсорбционный контраст. Однако наряду с поглощением происходит преломление на поверхностях раздела, при этом для рентгеновских лучей характерные угловые отклонения составляют несколько угловых секунд [1]. В [2-4] на примере тепловых нейтронов показано, что при секундном угловом разрешении в результате разделения преломленного и непреломленного пучков на картине пропускания возникает дополнительный рефракционный контраст, значительно превышающий абсорбционный. Поскольку величины показателей преломления рентгеновских лучей и тепловых нейтронов близки, то рефракционный контраст должен выявляться и на рентгеновских изображениях.

Цель настоящей работы состоит в том, чтобы показать возможности повышения контраста в рентгеновской интроскопии за счет процесса преломления.

Методика эксперимента

Разделение преломленного и непреломленного пучков обеспечивается в бездисперсионной схеме двухкристального спектрометра [1] с исследуемым объектом между кристаллом-монокроматором и кристаллом-анализатором. При использовании совершенных монокристаллов в отсутствие объекта угловая ширина кривой отражения анализатора составляет несколько секунд и определяет угловое разрешение спектрометра. Вследствие преломления в объекте направление распространения пучка изменится и он будет отражаться кристаллом-анализатором после поворота из отражающего положения на угол, равный угловому отклонению преломленного пучка (рис. 1, в),

$$\Delta\alpha = |1 - n| \cdot \text{ctg}(\alpha),$$
$$|1 - n| = \lambda^2 \cdot N_0 \cdot r_0 \cdot \rho \cdot z / (2\pi \cdot M), \quad (1)$$

где α — угол скольжения рентгеновского пучка, n — показатель преломления рентгеновских лучей в объекте, λ — длина волны излучения, N_0 — число Авогадро, r_0 — классический радиус электрона, ρ — плотность объекта, m — его молекулярный вес, z — заряд ядра.

При расположении детектора или рентгеновской пленки после исследуемого объекта контраст картины пропускания определяется только ослаблением излучения в объекте. Таким образом, проведение экспериментов по схемам на рис. 1 позволяет получать рентгенограммы с рефракционно-абсорбционным (рис. 1, а) и абсорбционным контрастами (рис. 1, б).

В работе использовалось $\text{Cu } K_{\alpha 1}$ -излучение, для рефлекса (333) Si в отсутствие объекта ширина кривой отражения составляла 3.1 угл. с, геометрическое разрешение при визуализации рентгенограмм с использованием пленки РТ-1 было не хуже 0.1 мм. Кроме фоторегистрации картин пропускания проводилось сканирование объекта щелью шириной 0.05 мм, установленной на детекторе с шагом, равным ширине щели.

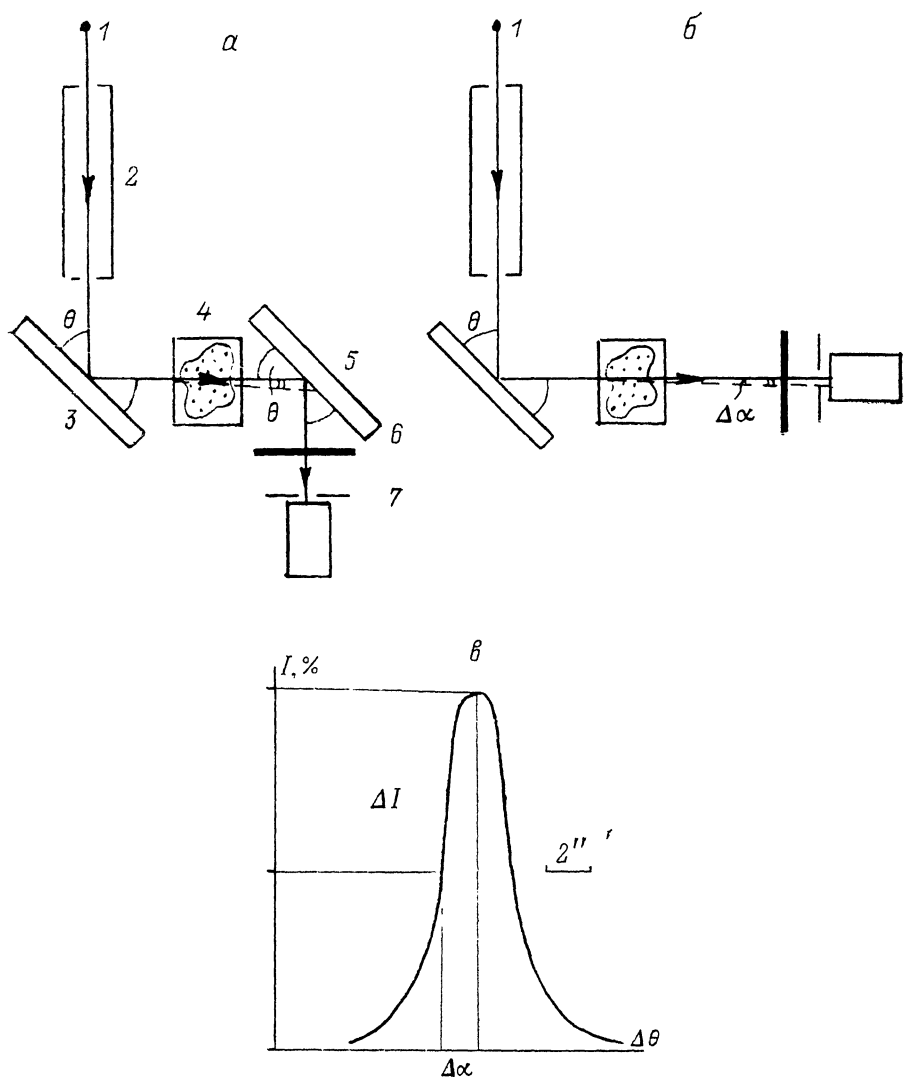


Рис. 1. Схема установки для получения рентгенограмм в условиях рефракционно-абсорбционного контраста (а), абсорбционного контраста (б) и кривая отражения анализатора (в). а: 1 — фокус рентгеновской трубки, 2 — коллиматор, 3 — кристалл-монохроматор, 4 — исследуемый объект, 5 — кристалл-анализатор, 6 — фотопленка, 7 — щель, 8 — детектор; θ — брегговский угол монохроматора и анализатора; $\Delta\alpha$ — угол преломления рентгеновских лучей в объекте, I — интенсивность

Результаты эксперимента и обсуждение

Для эксперимента со сканированием в качестве модельного объекта были выбран полиэтиленовый цилиндр (плотность 1.2 г/см^3) диаметром 0.5 мм. Величину контраста картины пропускания определяли по формуле

$$K(x) = (I_0 - I(x))/I_0, \quad (2)$$

где x — смещение объекта относительно щели, $I(x)$ — интенсивность прошедшего через объект пучка, I_0 — интенсивность пучка в отсутствие объекта

В условиях абсорбционного контраста его максимальная величина составляет 7 % полной интенсивности при аксиальном прохождении цилиндра и монотонно убывает к его краям, как показано на рис. 2, а. Поэтому на абсорбционной рентгенограмме объект практически не различим (рис. 2, б). В условиях рефракционного контраста в соответствии с (1) интенсивность должна резко падать с ростом угла скольжения. Действительно, при сканировании на краях цилиндра наблюдается дополнительный контраст (рис. 2, а), имеющий рефракционную природу. Его максимальная величина с учетом геометрического разрешения щели составляет около 60 % (для конечного геометрического разрешения контраст всегда менее 100 %). Лучи, проходящие цилиндр по нормали, не преломляются, поэтому понижение интенсивности в точке $x=0$ обусловлено только ослаблением. На рефракционно-абсорбционной рентгенограмме дополнительный контраст создает иллюзию объемности изображения (рис. 2, в).

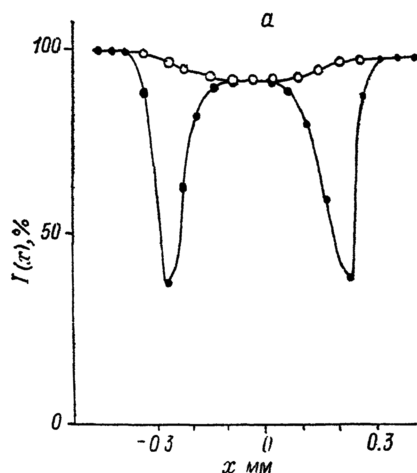


Рис. 2. Изменение интенсивности пропускания при сканировании полиэтиленового цилиндра щелью в условиях абсорбционного (1) и рефракционно-абсорбционного контраста (2) (а), абсорбционная рентгенограмма (б), рефракционно-абсорбционная рентгенограмма (в).



Результаты проведенного эксперимента удовлетворительно описываются в рамках геометрической оптики, если величина рассеивающего объекта удовлетворяет соотношению

$$\Delta\varphi = 4\pi \cdot \Delta n \cdot R/\lambda \gg 1, \quad (3)$$

где $\Delta\varphi$ — изменение фазы рентгеновской волны в результате взаимодействия с объектом, Δn — разность показателей преломления объекта и среды, R — величина объекта.

В соответствии с (3) для $\text{Cu } K_{\alpha}$ -излучения предельно малый диаметр полиэтиленового цилиндра ($\Delta n = 5.8 \cdot 10^{-6}$), выявляемого рефракционным методом, составляет $\sim 2 \cdot 10^{-4}$ мм.

Эксперименты с модельным объектом показывают, что при выбранных параметрах съемки рефракционный контраст превосходит абсорбционный, если разность плотностей объекта и среды ~ 1 г/см³. Этому условию удовлетворяет составной органический объект, представляющий собой полихлорвиниловый капилляр диаметром 0.6 мм ($\rho_{\text{к}} = 2.3$ г/см³) с кровью ($\rho_{\text{к}} \approx 1$ г/см³), схематически показанный на рис. 3, а. Капилляр моделирует кровеносный сосуд, но характеризуется большей плотностью по сравнению с реальным сосудом. На абсорбционном снимке (рис. 3, б) светлые участки во внутренней части капилляра — пузырьки воздуха, попавшие в кровь; стенки капилляра в его заполненной части почти не различаются. На рефракционно-абсорбционном снимке (рис. 3, в)

стенки видны в виде вертикальных темных полос, на границах пузырьков наблюдается дополнительный контраст.

Эффект преломления рентгеновских лучей на границах раздела позволяет существенно повысить контраст в рентгенографии биологических объектов

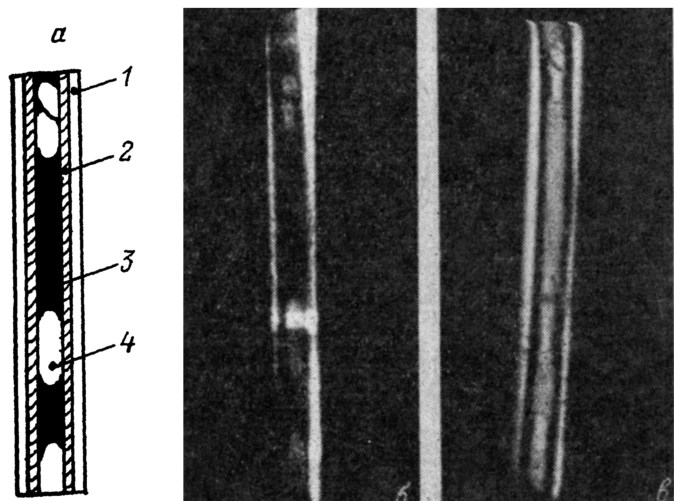


Рис. 3. Схема полихлорвинилового капилляра диаметром 0.6 мм с кровью (а), абсорбционная рентгенограмма капилляра (б), рефракционно-абсорбционная рентгенограмма капилляра (в).

1 — сечение пучка рентгеновских лучей, 2 — капилляр, 3 — кровь, 4 — пузырьки воздуха.

со сложной структурой. Примером является рентгеновское изображение мухи на стеклянном капилляре (рис. 4), полученное при сканировании объекта и пленки с шагом 0.8 мм. В условиях абсорбционного контраста видна лишь центральная часть туловища, в то время как на рефракционно-абсорбционной

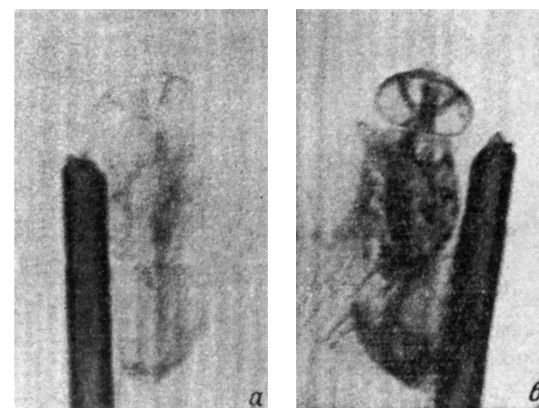


Рис. 4. Абсорбционное рентгеновское изображение мухи на стеклянном капилляре (а) и рефракционно-абсорбционное рентгеновское изображение (б).

рентгенограмме различаются мелкие детали, включая наиболее крупные перепонки крыльев (группа линий в левой нижней части снимка) толщиной менее 0.1 мм, при этом общая длительность экспонирования лишь в 1.5 раза больше, чем при абсорбционной съемке. Стеклянный капилляр обладает более высоким коэффициентом поглощения, поэтому его рентгеновское изображение имеет преимущественно абсорбционный контраст.

Полученные результаты показывают, что повышение контраста рентгеновских изображений слабопоглощающих объектов возможно за счет эффекта преломления рентгеновских лучей. Это обстоятельство может быть использовано в интроскопии органических материалов, в биологических и медицинских исследованиях, в частности в ангиографии.

Список литературы

- [1] Линскер Э. Г. Рентгеновская кристаллооптика, М.: Наука, 1982. 390 с.
- [2] Подурец К. М., Соменков В. А., Шильштейн С. Ш. // ЖТФ. 1989. Вып. 6. С. 115—121.
- [3] Podurets K. M., Somenkov V. A., Shilstein S. Sh. // Physica B. 1989. Vol. 156&157. P. 691—693.
- [4] Митрофанов Н. Л., Подурец К. М., Соменков В. А. и др. А. С. 1402871. БИ. 1988. № 22.

Институт атомной энергии
им. И. В. Курчатова
Москва

Поступило в Редакцию
30 июля 1990 г.
В окончательной редакции
12 декабря 1990 г.

06; 09
© 1991 г.

Журнал технической физики, т. 61, в. 11, 1991

ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННАЯ МОДУЛЯЦИЯ СВЕТА СТРУКТУРОЙ ЖИДКИЙ КРИСТАЛЛ—ПОЛИМЕРНЫЙ ФОТОПРОВОДНИК С СОПРЯЖЕННЫМИ СВЯЗЯМИ

А. В. Слюсарь, В. С. Мыльников

Пространственно-временные модуляторы света (ПВМС) являются ключевыми элементами различных оптоэлектронных устройств в системах записи, хранения и обработки информации [1]. В ПВМС типа фотопроводник (ФП)—жидкий кристалл (ЖК) в качестве фоточувствительного элемента до недавнего времени применялись исключительно неорганические ФП. Большинство таких ПВМС имело низкую разрешающую способность вследствие достаточно высоких подвижностей носителей зарядов в ФП, высокую стоимость, ограниченный срок службы. В работах [2] было предложено использовать в ПВМС типа ФП—ЖК в качестве фоточувствительного слоя пленки органических полимерных ФП. Наиболее удачные результаты были получены для полимеров с гетероатомами в основной цепи макромолекулы — полиимидов [3]. При импульсных режимах записи в таких ПВМС удалось реализовать предельные для тонких фазовых голограмм возможности по дифракционной эффективности (до 40 %), высокую разрешающую способность (до 1500 мм⁻¹), реверсивную запись информации в реальном масштабе времени, обеспечить надежность и высокие эксплуатационные качества модуляторов. Развитие работ по фотозлектрическим свойствам полимеров различных классов [4] позволяет ставить вопрос о расширении их использования в качестве фоточувствительных элементов в оптически управляемых ПВМС.

В настоящей работе предлагается способ пространственно-временной модуляции света структурой ФП—ЖК, в которой в качестве фоточувствительного элемента используются органические полимеры с сопряженными связями, полученные термообработкой полимеров винилового ряда — полиакрилонитрила (ПАН), поливинилхлорида (ПВХ) и др. Модуляторы представляли сэндвичеобразную структуру, состоящую из пленки полимерного фотопроводника толщиной 1 мкм и слоя ЖК толщиной 10 мкм. Структура заключалась между прозрачными проводящими электродами, к которым подводилось постоянное управляющее напряжение от 10 до 30 В. Полимерная пленка получалась ме-