

Н.Н. Блинов, А.Ю. Васильев, Н.С. Серова, А.Ю. Грязнов, Н.Н. Потрахов

МИКРОФУКУСНЫЙ СПОСОБ ПОЛУЧЕНИЯ ФАЗОКОНТРАСТНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Аннотация

Описан способ получения фазоконтрастных рентгеновских изображений. Раскрыт механизм получения фазоконтрастных изображений, и рассмотрены оптимальные условия для получения описываемого эффекта. Показаны преимущества использования микрофокусных источников для реализации метода. Приведены примеры фазоконтрастных изображений, показаны области их применения.

Самый простой и известный способ получения изображения при рентгеновском просвечивании различных объектов – теневой проекционный. Этот способ основан на общем для всех электромагнитных волн свойстве – прямолинейном распространении в пространстве. Теневое изображение формируется частью потока рентгеновского излучения, которая не изменила направление своего движения при прохождении через объект просвечивания. Часть потока излучения, которая изменила направление движения и рассеялась под разными углами, в обычной рентгенографии является фактором, ухудшающим качество теневого изображения.

Прошедшее излучение при взаимодействии с веществом объекта ослабляется вследствие различных процессов [1]. Степень ослабления существенным образом зависит от длины волны излучения, химического состава, толщины, а также плотности объекта:

$$J = J_0 e^{-\frac{\mu d}{\rho}}, \quad (1)$$

где J – интенсивность прошедшего сквозь объект излучения; J_0 – интенсивность падающего на объект излучения; $\mu(Z, \lambda)$ – коэффициент ослабления излучения; Z – атомный номер вещества объекта; λ – длина волны излучения; ρ – плотность вещества объекта; d – толщина объекта.

Таким образом, контраст получаемого изображения обусловлен распределением интенсивности (числа квантов) рентгеновского излучения или амплитудой электромагнитных волн за объектом (рис. 1). В этом случае используется понятие амплитудного контраста рентгеновского изображения.

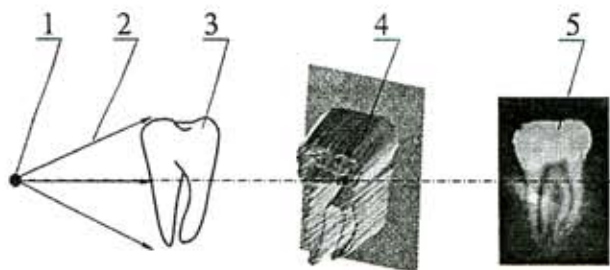


Рис. 1. Теневой способ получения рентгеновского изображения: 1 – фокусное пятно источника; 2 – поток излучения; 3 – объект просвечивания; 4 – распределение интенсивности излучения за объектом; 5 – рентгеновское изображение объекта

Однако помимо поглощения и рассеяния поток рентгеновского излучения, проходя сквозь объект, преломляется вследствие разности плотностей окружающей среды и вещества объекта, а также неоднородного распределения плотности в самом веществе. На границе раздела сред с разной плотностью «отдельная» падающая волна меняет направление своего движения. При этом падающая и преломленная волны расположены в одной плоскости с нормалью к поверхности раздела сред в точке падения, причем в более плотной среде преломленная волна отклоняется (удаляется) от нормали. Образно говоря, рентгеновское излучение стремится «покинуть» объект или более плотные его области. Угол отклонения φ от первоначального направления движения падающей волны является разностью между углом падения φ_1 и углом преломления φ_2 (рис. 2).

Величина угла отклонения

$$\varphi = \varphi_1 - \varphi_2 \quad (2)$$

определяется декрементом δ показателя преломления среды (вещества объекта) n и зависит от угла падения:

$$\varphi = \delta \cdot \operatorname{ctg}(\varphi_1), \quad (3)$$

где $\delta = 1 - n$.

Значения декремента показателя преломления для некоторых веществ в зависимости от энергии квантов рентгеновского излучения, рассчитанные на основе данных работы [2], представлены в табл. 1 (рис. 3).

Показатель преломления для различных веществ и значений энергии квантов (длин волн) рентгеновского излучения различен, причем декремент показателя преломления меняется приблизительно пропорционально квадрату длины волны. Поскольку одновременно с преломлением изменяется фаза волны за объектом, то для описания процесса распределения интенсивности рентгеновского излучения используется понятие фазового контраста.

Из выражения (3) видно, что при перпендикулярном падении волны на поверхность объекта преломление не происходит, т. е. $\varphi = 0$. С уменьшением угла падения угол отклонения растет и достигает максимального значения φ_{\max} при угле преломления φ_2 , равном нулю. Соответствующий этому значению угла преломления угол падения является наименьшим углом $\varphi_{1\min}$, при котором

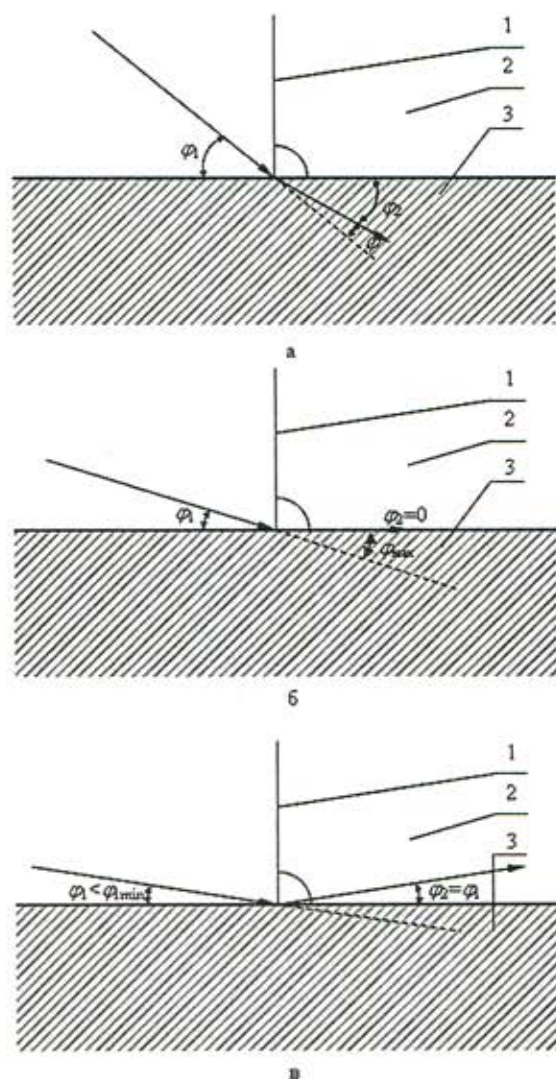


Рис. 2. Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом объекта на границе раздела сред: 1 – нормаль к поверхности объекта; 2 – воздушная среда; 3 – вещество объекта; φ_1 – угол падения излучения; φ_2 – угол преломления; φ_3 – угол отклонения

рентгеновское излучение может входить в объект через поверхность раздела сред. На основании выражения (2) $\varphi_{1min} = \varphi_{max}$. Численно оценить максимальную величину угла отклонения [3] можно с помощью следующего выражения:

$$\varphi_{max} = \sqrt{2\delta}. \quad (4)$$

На основании данных табл. 1 и с учетом приведенного выражения можно сделать вывод о том, что максимальный (предельный) угол отклонения пропорционален длине волны излучения.

Оценочные расчеты по выражениям (3) и (4) показывают, что для MoCa-линии излучения на кальците при угле падения 45° угол отклонения составляет всего $0,4''$, при угле падения около 6° – уже $4''$,

а максимальный угол отклонения равен $7'$. Очевидно, что кванты излучения, падающие на поверхность объекта под большими углами, не играют сколько-нибудь значительной роли в описываемом механизме образования изображения и взаимодействуют с веществом путем поглощения или рассеяния. И только «скользящие» по границе раздела сред кванты реально участвуют в повышении контраста, не поглощаясь при этом веществом объекта.

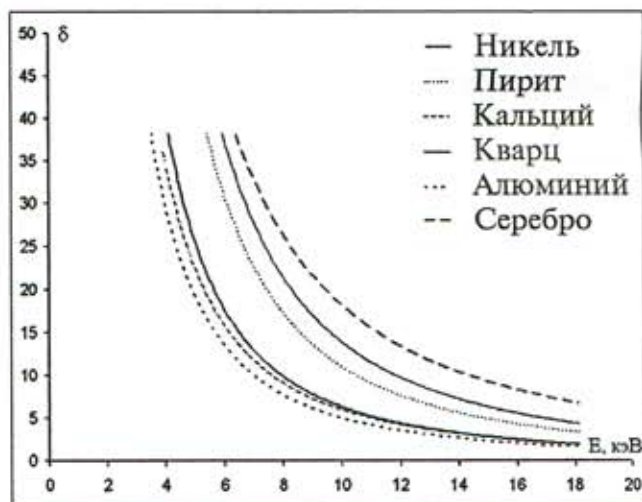


Рис. 3. Декремент показателя преломления для некоторых веществ

На рис. 4 показано, что наилучшие условия для повышения качества рентгеновского изображения за счет фазового контраста будут обеспечены при использовании параллельного потока излучения или точечного источника, т. е. при строго определенном направлении движения квантов (рис. 4а, в). Использование фокусного пятна конечных размеров, как это принято в обычной рентгенографии, приводит к уменьшению эффекта фазового контраста (рис. 4б). Вследствие наличия в падающем потоке излучения квантов с самыми различными углами вылета к плоскости анода их последующее отражение (преломление) происходит в достаточно широкой области на поверхности объекта.

Очевидно, что уменьшение величины фазового контраста должно происходить и при использовании вместо монохроматического (характеристического) полихроматического (тормозного) излучения. Однако, как показали проведенные авторами экспериментальные исследования и результаты расчетов, опубликованные в работе [4], снижение величины фазоконтрастного сигнала в реальных условиях микрофокусной съемки для диапазона напряжений рентгеновской трубки от нескольких киловольт до нескольких десятков киловольт не превышает 10 %.

При дальнейшем уменьшении угла падения $\varphi_1 < \varphi_{1min}$ наступает явление полного внешнего отражения рентгеновского излучения. Падающая волна зеркально отражается от поверхности объекта под углом, равным углу падения.

Таблица 1

Декремент показателя преломления для некоторых веществ

E, кэВ	λ , нм	Кальций		Кварц		Пирит		Никель		Алюминий		Серебро	
		$\delta \cdot 10^6$	$\xi \lambda^2 \cdot 10^6$	$\delta \cdot 10^6$	$\xi \lambda^2 \cdot 10^6$	$\delta \cdot 10^6$	$\xi \lambda^2 \cdot 10^6$	$\delta \cdot 10^6$	$\xi \lambda^2 \cdot 10^6$	$\delta \cdot 10^6$	$\xi \lambda^2 \cdot 10^6$	$\delta \cdot 10^6$	$\xi \lambda^2 \cdot 10^6$
6,4	0,19	13,9	3,7	13,6	3,6			35,5	9,2				
8,1	0,15	8,8	3,7	8,6	3,6	17,6	7,5	18,7	7,9	8,4	3,5		
8,9	0,14					13,2	6,9	17	8,8				
9,7	0,13							14,8	9,11			21,5	11,3
11,5	0,11							11,1	9,4				
17,5	0,07	2,0	4,0			3,4	6,7			1,7	3,4		
19,7	0,06					2,9	7,2					5,9	11,7

В результате на поверхности объекта происходит перераспределение, а не поглощение квантов рентгеновского излучения. Но, что принципиально важно, общее число квантов в процессе перераспределения, в отличие от описанного выше механизма возникновения амплитудного контраста, практически не уменьшается.

Теоретически описанный фазоконтрастный механизм возникновения рентгеновского изображения в той или иной степени проявляется при любом способе съемки. Но в традиционной рентгенографии при формировании изображения основную роль играет амплитудный контраст – сказывается степенная зависимость коэффициента ослабления рентгеновского излучения от атомного номера материала ($\mu = Z^3$), а также зависимость величины ослабления излучения от толщины и плотности деталей объекта просвечивания (1).

Поэтому в случаях, когда объект состоит из деталей, близких по химическому составу или с небольшим атомным номером материала, на обычных рентгеновских снимках эти детали мало различимы. Но именно для органических материалов и материалов с атомными номерами до 20 вероятность отклонения квантов поверхностным слоем объекта может быть в сотни и более раз (в зависимости от энергии квантов) выше, чем вероятность их поглощения [4]. Соответственно, благодаря использованию механизма фазового контраста, может быть получено гораздо больше диагностической информации о таких объектах. При этом вследствие того, что повышение контраста происходит за счет перераспределения, а не поглощения квантов излучения, изображение мелких малозаметных деталей, пригодное для уверенного диагностирования, может быть получено при меньших дозах облучения всего объекта.

На реальных снимках свидетельством возникновения фазового контраста является наличие темной и светлой оконтуривающих линий непосредственно вокруг изображения объекта или на границе сред с различной плотностью. Темная линия свидетельствует о локальном увеличении, а светлая – об уменьшении количества квантов рентгеновского излучения в их общем потоке вследствие отклоне-

ния от первоначального (до взаимодействия с объектом) направления движения. Ширина и интенсивность каждой линии (светлой в большей степени) определяются условиями съемки и особенностями объекта. В целом, в зависимости от степени проявления описываемого эффекта, помимо увеличения контраста изображения увеличивается также и его резкость (четкость).

На сегодняшний день объектами исследования методом фазового контраста в первую очередь могут являться растительные и биологические ткани, например, семена и фрагменты растений, насекомые, легочная, жировая и мышечная ткани, связки, кровеносные сосуды. Из отдельных органов особый интерес представляет получение изображений молочной железы с возможными уплотнениями и микрокальцинатами.

До недавнего времени для получения фазоконтрастных изображений использовались сложные рентгенооптические схемы, содержащие мощный источник излучения (рентгеновская трубка с вращающимся анодом или синхротрон), два и более кристалла-монохроматора, сканирующие устройства и т. д. [5]. Более простой и удобной в эксплуатации в настоящее время представляется бескристалльная схема на основе современных микрофокусных источников рентгеновского излучения и цифровых устройств для визуализации изображения [6].

В условиях микрофокусной рентгенографии эффект фазового контраста может быть в десятки раз усилен путем обоснованного выбора коэффициента увеличения изображения, характеристик приемника изображения (разрешающей способности и чувствительности), а также некоторых других параметров съемки [7].

На рис. 5 показан внешний вид, а на рис. 6 – рентгеновский снимок маммографического тест-объекта, выполненного контактным способом на рентгеновскую пленку с усиливающим экраном. Снимок получен с помощью первого отечественного микрофокусного маммографа «Электроника» [8].

По периметру изображения тест-объекта хорошо заметны светлая и темная оконтуривающие линии. Вследствие того, что съемка проводилась без прямого (рентгеновского) увеличения изображения

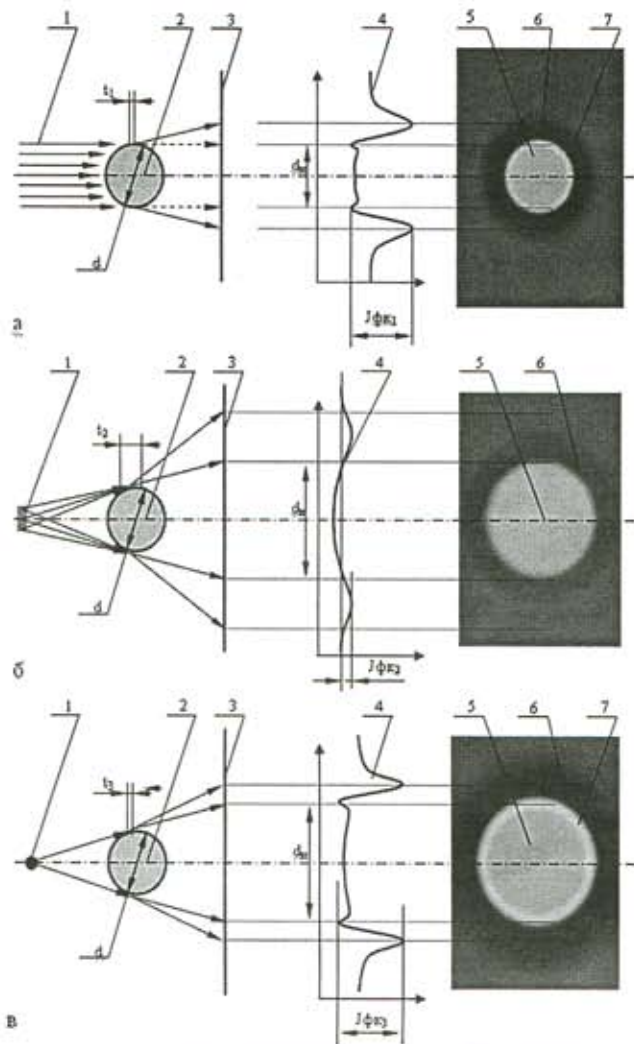


Рис. 4. Механизм возникновения фазового контраста рентгеновского изображения: 1 – источник излучения; 2 – объект; 3 – плоскость изображения; 4 – распределение интенсивности; 5 – изображение объекта; 6 – темная оконтуривающая линия; 7 – светлая оконтуривающая линия; t – область возникновения наблюдаемого фазового контраста; d – диаметр объекта; d_i – диаметр изображения; $J_{фк}$ – интенсивность фазоконтрастного сигнала; а) – параллельный поток излучения: $d = d_i$, $t_1 \sim t_3$, $J_{фк_1} \sim J_{фк_3}$; б) – источник излучения с протяженным фокусным пятном: $d \sim d_i$, $t_2 \gg t_3$, $J_{фк_2} \ll J_{фк_1}$; в) – точечный (микрофокусный) источник излучения: $d < d_i$

и при достаточно большом фокусном пятне (более 100 мкм), эффект фазового контраста на деталях тест-объекта практически незаметен за исключением наиболее крупных деталей круглой формы, на изображении которых прослеживается темная оконтуривающая линия.

На рис. 7 представлен рентгеновский снимок этого же участка тест-объекта, выполненный способом съемки с увеличением изображения. Снимок получен с помощью микрофокусного рентгеновского аппарата семейства «ПАРДУС», коэффициент увеличения равен 6, размер фокусного пятна – око-

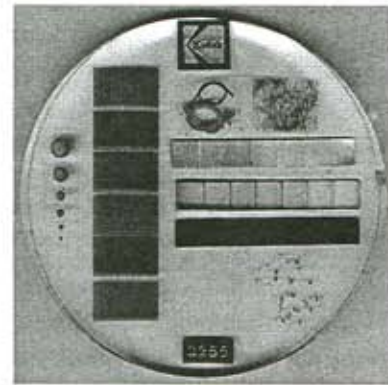


Рис. 5. Внешний вид маммографического фантома

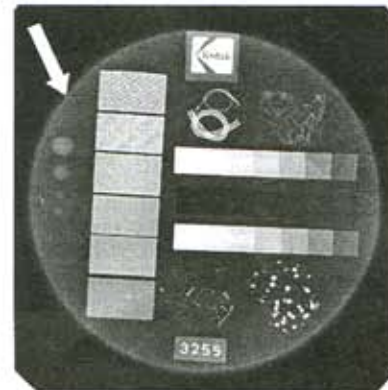


Рис. 6. Рентгеновский снимок маммографического тест-объекта

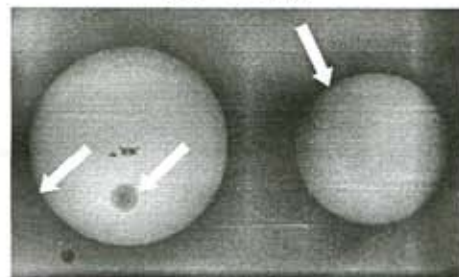


Рис. 7. Рентгеновский снимок фрагмента тест-объекта

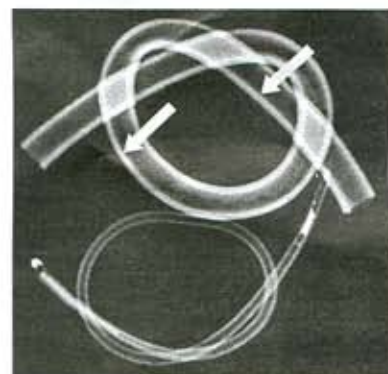


Рис. 8. Рентгеновский снимок фрагмента тест-объекта

ло 25 мкм. В качестве приемника изображения использовалась система визуализации на основе экранов с фотостимулируемым люминофором. На изображении детали хорошо заметны не только

темная, но и светлая оконтуривающая линии. Следует отметить, что по периметру изображения деталей порядок следования линий – светлая, затем темная или темная, затем светлая – меняется. Это связано с тем, что, как уже было сказано, в зависимости от соотношения плотности материалов «тела» тест-объекта и его деталей на границе раздела тест-деталь или деталь-деталь происходит внешнее или внутреннее отражение рентгеновского излучения. Так же хорошо эффект фазового контраста заметен и на других деталях тест-объекта (рис. 8), снимки которых получены в аналогичных условиях.

Особо следует обратить внимание на то, что оконтуривающие линии возникают даже между областями тест-объекта, выполненными из одного и того же материала. Например, на рис. 9 уверенно прослеживаются светлые и темные линии на границе раздела деталь, содержащая микрокальцинаты-тест-объект.

В качестве примера практической реализации возможностей описываемого способа съемки на рис. 10 и 11 представлены рентгеновские снимки

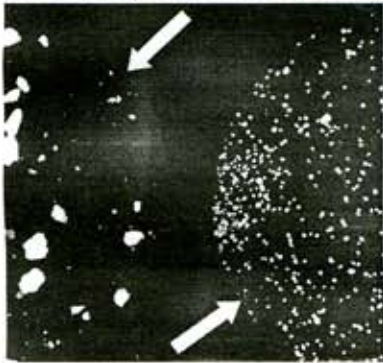


Рис. 9. Рентгеновский снимок фрагмента тест-объекта в области микрокальцинатов



Рис. 10. Рентгеновский снимок фрагмента задней лапы кролика



Рис. 11. Рентгеновский снимок фрагмента задней лапы кролика с большим увеличением

фрагмента задней лапы кролика, содержащего костные и мягкие ткани, а также изображение отдельного участка фрагмента, полученное с большим увеличением. Режим съемки: напряжение – 18 кВ, экспозиция – 1мАс, коэффициент увеличения изображения всего фрагмента – 5, отдельного участка – около 30. На обоих снимках оконтуривающие линии хорошо видны не только на изображении костей, но и на границе раздела отдельных мышц и даже мышечных волокон, что позволяет одновременно уверенно диагностировать мелкие детали не только костной структуры, но и различных мягких тканей.

Этот факт свидетельствует о высокой чувствительности микрофокусного фазоконтрастного способа съемки и соответственно о больших перспективах его применения в микрофокусной рентгенодиагностике.

Список литературы:

1. Быстров Ю.А., Иванов С.А. Ускорительная техника и рентгеновские приборы. Учебник для вузов. – М.: Высшая школа, 1983.
2. Блохин М.А. Физика рентгеновских лучей. – М.: Гос. изд-во тех.-теор. лит.-ры, 1953.
3. Поройков И.В. Рентгенометрия. – М. – Л.: Гос. изд-во тех.-теор. лит.-ры, 1950.
4. Шовкун В.Я. Разработка фазоконтрастного маммографа в схеме «IN-LINE HOLOGRAPHY» // Мед. физика. 2007. № 2 (34). С. 25-34.
5. Кузьмин Р.Н. Рентгеновская оптика // Соросовский образовательный журнал. 1997. № 2. С. 92-98.
6. Потрахов Н.Н. Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий. 2007. Т. XIV. № 3. С. 167-169.
7. Потрахов Н.Н. Фазовый контраст в микрофокусной рентгенографии / Сб. тр. 10-й НТК «Медикотехнические технологии на страже здоровья «Медтех-2008». 28.09-5.10.2008. – М: МГТУ, 2008. С. 89.
8. Боровский А.И., Шукин Г.А. Рентгеновские трубки и малогабаритные микрофокусные рентгеновские излучатели для медицины, промышленности и научных исследований // Электронная промышленность. 1991. № 5. С. 86-94.

Николай Николаевич Блинов,
д-р техн. наук, профессор,
ВНИИМТ,

Александр Юрьевич Васильев,
д-р мед. наук, профессор,
Наталья Сергеевна Серова,
канд. техн. наук, доцент,
МГМСУ, г. Москва,

Николай Николаевич Потрахов,
канд. техн. наук, доцент,
Артем Юрьевич Грязнов,
канд. техн. наук, доцент,
СПбГЭТУ, г. Санкт-Петербург,
e-mail: gryaznov@freemail.ru