

Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения

Н.Н. Потрахов
 ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»

Одним из первых практических применений рентгеновского излучения явилось просвечивание различных объектов с целью изучения их внутреннего строения. Уже первые работы в этой области, выполненные самим В.К. Рентгеном, позволили предложить два основных метода получения рентгеновских изображений:

- метод контактной съемки;
- метод съемки с увеличением изображения.

Для реализации контактного метода используется источник рентгеновского излучения с протяженным фокусным пятном, поэтому с целью обеспечения необходимой резкости теневого рентгеновского изображения объект съемки необходимо располагать в непосредственной близости к приемнику излучения - «в контакте» и на достаточном удалении от источника излучения.

В методе съемки с увеличением изображения используется точечный источник излучения, поэтому достаточная резкость изображения будет обеспечена и в том случае, если объект съемки приближен к источнику излучения и одновременно удален от приемника излучения. Конечный размер источника излучения определяется значением коэффициента увеличения и нерезкостью изображения, которая должна быть меньше размеров минимальной характерной детали изображения. Для медицинской диагностики в стоматологии, челюстно-лицевой хирургии, травматологии и т.д. при анализе костной структуры коэффициент увеличения изображения не превышает 4-5 раз. Следовательно, размер фокусного пятна должен составлять не более 0,1 мм или 100 мкм. В соответствии с действующим ГОСТ рентгеновская трубка с размером фокусного пятна менее 100 мкм относится к классу микрофокусных трубок. Поэтому в современной медицинской рентгенодиагностике принято более полное определение способа съемки с увеличением изображения – микрофокусная рентгенография.

К сожалению, слабая технологическая база и отсутствие опыта конструирования не позволили во времена Рентгена разработать рентгеновские трубки с фокусными пятнами достаточно малого размера, поэтому дальнейшее развитие рентгенографии, в том числе медицинской, пошло по пути совершенствования контактного способа съемки – наращивания мощности рентгеновских трубок для обеспечения удовлетворительной резкости снимков за счет съемки с большого фокусного расстояния. До настоящего времени способ контактной съемки остается основным в большинстве рутинных рентгенологических обследований, однако исследования последних лет [1] показали, что микрофокусная рентгенография в медицине обладает существенными преимуществами:

Во-первых, снимки с увеличением изображения гораздо лучше передают мелкие детали изображения, например, структуру костной ткани, то есть содержат гораздо больше диагностической информации, чем снимки, полученные контактным способом.

Во-вторых, микрофокусный источник излучения, пользуясь фотографическими определениями, обеспечивает большую глубину резкости в процессе съемки. Практически при любом положении объекта на оси между источником и приемником излучения достигается необходимая резкость изображения.

В-третьих, вследствие большого расстояния между приемником рентгеновского излучения и объектом, на последний приходится гораздо меньшая величина интенсивности рассеянного рентгеновского излучения по сравнению со способом контактной съемки; сказывается, так называемый, эффект «воздушной подушки». Соответственно уменьшается фактор накопления, уменьшается вуалирование (фоновая подсветка), повышается контраст и распознаваемость отдельных деталей изображения.

В процессе клинических испытаний одного из первых микрофокусных рентгенодиагностических аппаратов семейства «ПАРДУС» дополнительно было установлено, что экспозиционная доза излучения, а также эквивалентная доза облучения пациента при рентгенографии некоторых органов могут быть существенно снижены по сравнению с традиционно используемыми рентгеновскими аппаратами без ущерба для качества и информативности получаемых изображений [2].

Для качественной и количественной оценки обнаруженного эффекта были проведены специальные исследования. В основу исследований положен известный факт: малая деталь объекта, независимо от того представляет ли она собой для рентгеновского излучения «отверстие» или «препятствие» формирует в потоке излучения изображение не самой себя, а фокусного пятна рентгеновской трубки [3].

На рисунке 1 показано, как трансформируется изображение диафрагмы при уменьшении диаметра отверстия диафрагмы.

Следует обратить внимание на то, что, чем меньше диаметр отверстия, тем точнее передается изображение фокусного пятна не только в части размеров, но и в части распределения интенсивности излучения по площади.

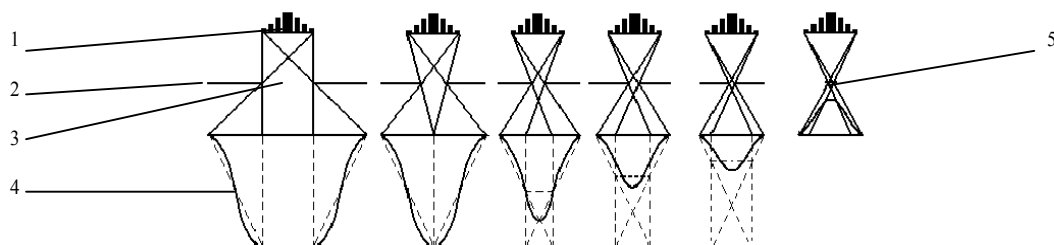


Рис.1. Формирование рентгеновского изображения:

1 - этюра распределения интенсивности рентгеновского излучения в сечении фокусного пятна, 2 – диафрагма, 3 – «отверстие», 4 – этюра распределения интенсивности рентгеновского излучения в изображении, 5 – «препятствие».

Следовательно можно предположить, что теневое рентгеновское изображение объекта, структура которого содержит множество мелких деталей, представляет собой совокупность отдельных изображений фокусного пятна рентгеновской трубки при этом:

- размеры и форма всего изображения зависят от геометрической схемы съемки, то есть от соотношения расстояний между фокусным пятном, деталью структуры объекта и плоскостью изображения;
- яркость изображения определяется общей толщиной объекта и суммарным коэффициентом ослабления излучения веществом объекта по оси пучка, проходящего через объект.

Соответственно качество изображения всего объекта будет зависеть от качества изображения отдельных фокусных пятен. При этом, как в живописи, картина, нарисованная крупными мазками, способна передать скорее очертания фигуры человека, но не черты его лица, так и в рентгенографии - размер фокусного пятна рентгеновского аппарата играет определяющую роль при формировании изображения объекта просвечивания в части передачи мелких малоконтрастных деталей.

Если принять, что задачу переноса изображения фокусного пятна, сформированного на детали объекта, решает некий узел формирования рентгеновского изображения (УФРИ), то анализ процесса формирования рентгеновского изображения существенно упрощается и сводится к определению и исследованию передаточной функции этого узла.

Как известно, распределение квантов или интенсивности рентгеновского излучения в поперечном сечении круглого фокусного пятна в общем случае аппроксимируется нормальным законом (рис. 2):

$$a(r) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} \cdot \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{r}{\sigma}\right)^2\right), \quad (1)$$

где r – переменная радиуса фокусного пятна.

Соответственно, с учетом рисунка 3, передаточная функция УФРИ может быть записана в виде выражения:

$$a_f(r) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \frac{f}{6} \cdot \frac{D}{F-D}} \cdot \exp\left(-\frac{r^2}{2 \cdot \left(\frac{f}{6} \cdot \frac{D}{F-D}\right)^2}\right), \quad (2)$$

где $\frac{D}{F-D} = m$ - коэффициент увеличения изображения.

Для оценки степени искажения кривой передаточной функции УФРИ или спектра пространственных частот изображения фокусного пятна введем понятие квантовой эффективности источника излучения. Будем считать, что квантовая эффективность источника излучения - это отношение квадрата функции распределения квантов рентгеновского излучения в изображении фокусного пятна (передаточной функции УФРИ) к квадрату функции распределения квантов излучения непосредственно в фокусном пятне:

$$\eta_f = \frac{a_f^2(r)}{a^2(r)}. \quad (3)$$

По аналогии с уже устоявшимся в рентгенотехнике понятием квантовой эффективности приемника рентгеновского излучения η , которая характеризует чувствительность системы визуализации рентгеновского изображения, квантовая эффективность источника рентгеновского излучения η_f характеризует возможность рентгеновского источника полно и достоверно формировать рентгеновское изображение объекта исследования.

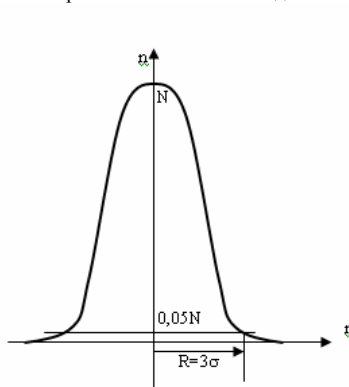


Рис. 2. Распределение интенсивности излучения по диаметру круглого фокусного пятна.

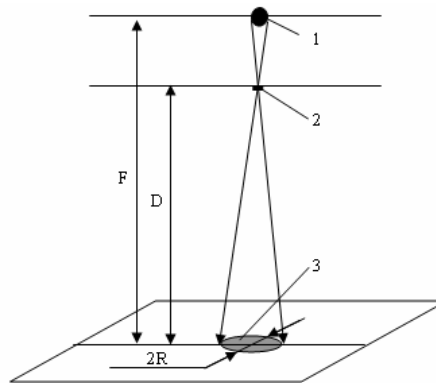


Рис. 3. К выводу передаточной функции УФРИ: 1 – фокусное пятно, 2 – деталь, 3 – изображение фокусного пятна.

Очевидно, что с целью более раннего выявления патологии рентгенолог на рентгеновском снимке прежде всего интересуют мелкие детали структуры объекта, другими словами, малые перепады контраста в области высоких пространственных частот изображения.

Известно [4], что верхняя граница частот в большинстве случаев определяется не морфологическими особенностями строения органов, а физическими возможностями рентгенодиагностической аппаратуры или методики ее применения. Очевидно, что с целью получения достоверного рентгеновского изображения какого-либо органа, спектр пространственных частот фокусного пятна рентгенодиагностического аппарата должен быть не уже спектра пространственных частот изображения этого органа, а УФРИ должен передавать этот спектр приемнику излучения во всем диапазоне пространственных частот без искажений.

Для оценки спектра пространственных частот изображения фокусного пятна необходимо установить связь между передаточной функцией УФРИ и пространственной частотой, то есть определить КЧХ этого узла. С этой целью воспользуемся преобразованием Фурье:

$$A_f(v) = \int a_f(r) \cdot \exp(-i 2 \pi v r) dr \quad (4)$$

С помощью интеграла Фурье на основании передаточной функции УФРИ (2) может быть получено выражение для КЧХ этого узла:

$$A_f(v) = \exp\left(-\frac{(\pi \cdot m \cdot f \cdot v)^2}{18}\right) \quad (5)$$

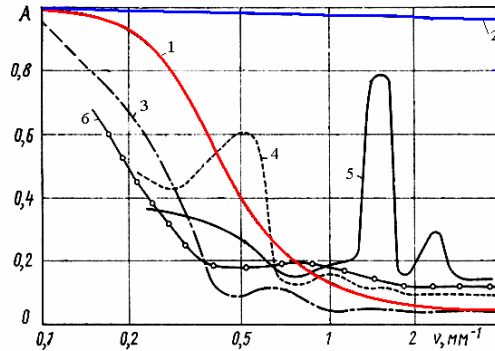


Рис. 4. КЧХ узла формирования рентгеновского изображения: 1 – при фокусном пятне 1 мм, 2 – при фокусном пятне 0,1 мм, 3 – складки желудка, 4 – тонкая кишка, 5 – кость ноги, 6 – желчные пути.

Сравнивая КЧХ УФРИ рентгеновских аппаратов с различными размерами фокусного пятна ($f_1=0,1$ мм, $f_2=1$ мм) получим выражение

$$C(v) = \frac{A_{f_1}^2}{A_{f_2}^2} \approx \exp\left(\frac{m^2}{2} \cdot (f_1^2 - f_2^2) \cdot v^2\right) \quad (6)$$

Результаты расчетов по выражению (6) представлены в таблице 1.

Таблица 1.

Результаты сравнения КЧХ УФРИ

$v, \text{мм}^{-1}$	0,0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0
$C(v)$	1,0	1,1	1,2	1,5	2,0	3,0	4,8	8,4	16,2

В данном случае УФРИ может быть представлен в качестве фильтра низких частот, широко используемого, например, в радиотехнике. Как известно, для увеличения амплитуды высокочастотной составляющей радиосигнала на выходе такого фильтра необходимо увеличить амплитуду входного сигнала или, что целесообразнее, расширить полосу пропускания фильтра. Увеличение амплитуды входного сигнала в рентгенотехнике аналогично увеличению мощности экспозиционной дозы рентгеновского излучения, расширение полосы пропускания – уменьшению размеров фокусного пятна.

Таким образом, можно сделать вывод, что:

- при одинаковой резкости (четкости) рентгеновских снимков рентгеновские аппараты с микрофокусными трубками позволяют получать снимки органов, содержащих мелкие структуры, с меньшими дозами;
- при равных дозах в плоскости приемника излучения микрофокусные рентгеновские аппараты позволяют получать снимки, содержащие большее количество мелких деталей изображения.

Литература

1. Васильев А.Ю. Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике. – М.: ИПТК ЛОГОС, 1998.
2. Иванов С.А., Потрахов Н.Н., Мазуров А.И. Новые диагностические возможности микрофокусной рентгенографии. // Петербургский журнал электроники, 1998. №2. С. 12-16.
3. Дмоховский В.В. Основы рентгенотехники. М.: Медгиз, 1960. 351 с.
4. Рентгенотехника: Справочник. В 2-х кн. Кн. 1. Под ред. Клюева В.В. М. Машиностроение, 1980. 480 стр.

Н.Н. Потрахов
 ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» (Технопарк СПбГЭТУ)
 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, д. 3. лит А
 Тел./факс. (812)2343555. gvaznov@freemail.ru

Потрахов Николай Николаевич – к.т.н., доцент кафедры Электронных приборов и устройств СПбГЭТУ (ЛЭТИ). В течение тридцати лет работает в области разработки и внедрения микрофокусных источников рентгеновского излучения для медицинской диагностики и промышленного просвечивания.