

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	4
Глава 1. Физико-технические основы микрофокусной рентгенографии	7
1.1. Способы получения рентгеновского изображения	7
1.2. Геометрическая нерезкость	13
1.3. Глубина резкости	16
1.4. Взаимосвязь между чувствительностью рентгеновского приемника и резкостью получаемого рентгеновского изображения	19
1.5. Просвечивающие возможности микрофокусной рентгенографии	20
1.6. Выводы	27
Глава 2. Особенности применения микрофокусной рентгенографии в клинической диагностике	29
2.1. «Жесткая» съемка с малого фокусного расстояния	30
2.2. Доза облучения	33
2.3. Оценка качества изображения	41
2.4. Выводы	46
Глава 3. Микрофокусные портативные рентгенодиагностические аппараты	47
3.1. Цифровой рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Стома»	47
3.2. Цифровой рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Травма»	52
Заключение	55
Список литературы	57

ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

Как известно, одним из первых и, по оценкам современников, эффективным применением рентгеновских аппаратов в нестационарных условиях в России было проведение рентгенологических исследований на кораблях Военно-морского флота. Так, старший врач крейсера «Авроры» В.С. Кравченко непосредственно на борту корабля во время Цусимского сражения обследовал 40 раненых [7]. Опыт, полученный в боевых условиях, убедительно показал целесообразность и необходимость создания рентгеновских аппаратов, предназначенных для использования вблизи или непосредственно «на месте событий».

1.1. СПОСОБЫ ПОЛУЧЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Рентгеновское изображение, полученное при просвечивании исследуемого органа, представляет собой распределение интенсивности рентгеновского излучения, прошедшего через орган. Для оценки качества рентгеновского изображения, получаемого в медицинской диагностике, в настоящее время используется ряд характеристик: геометрических, градационных, пространственно-частотных и т.д. [8]. Однако на практике для наиболее распространенного вида исследования — рентгенографии часто используется

упрощенная оценка двумя параметрами — контрастностью и резкостью (нерезкостью).

Первый из них — контраст оценивается по градиционным характеристикам рентгенографической системы как отношение разности яркостей самой светлой и самой темной точек визуализированного рентгеновского изображения органа к их сумме. Этот параметр применительно к условиям «нестационарной» рентгенографии будет рассмотрен в следующей главе.

Вторым параметром, характеризующим способность рентгенографической системы воспроизводить острые края просвечиваемого объекта, является нерезкость H . Нерезкость — величина, обратная разрешающей способности R . Нерезкость зависит от различных факторов: размеров фокусного пятна рентгеновской трубки, расстояния от фокусного пятна до объекта и приемника изображения, рассеивания квантов оптического излучения во входном окне приемника, движения источника излучения, объекта и приемника изображения, а также формы и плотности тканей объекта. В соответствии с этим различают геометрическую H_G , экранную $H_Э$, динамическую H_D и морфологическую H_M составляющие нерезкости. Суммарную нерезкость H с удовлетворительной для практических расчетов точностью можно оценить с помощью следующего выражения:

$$H = \sqrt{H_G^2 + H_Э^2 + H_D^2 + H_M^2}. \quad (1.1)$$

В соответствии с задачами исследования при дальнейшем анализе будет учитываться лишь вклад геометрической составляющей нерезкости. При условии $H_G \geq H_Э, H_D, H_M$ следует $H \sim H_G$.

Нерезкость является одним из наиболее наглядных параметров. Как будет показано далее, ее можно достаточно легко определить по размеру полутени от острого края непрозрачного объекта.

1.1.1. Контактный способ съемки

Уже первые исследования в области рентгеновского просвечивания различных объектов с целью изучения их внутреннего строения, выполненные самим В.К. Рентгеном, позволили предложить ему несколько способов получения рентгеновского изображения, в том числе контактный способ и способ съемки с увеличением [9, 10].

На рис. 1.1 представлена геометрическая (рентгенооптическая) схема получения изображения основным способом рентгенографии — контактным, на рис. 1.2 проиллюстрирована взаимосвязь между геометрическими условиями съемки и величиной нерезкости H изображения.

При съемке контактным способом (рис. 1.2) используется источник излучения с протяженным фокусным пятном 1 диаметром d . Объект съемки 2 располагается на достаточно большом расстоянии f от источника излучения и вплотную — «в контакте» к приемнику изображения 3. Можно заметить, что:

- размер фокусного пятна d (рис. 1.2, *а, б*), а также расстояние f между источником излучения 1 и объектом 2 (рис. 1.2, *б, в*) существенно влияют на нерезкость H изображения;

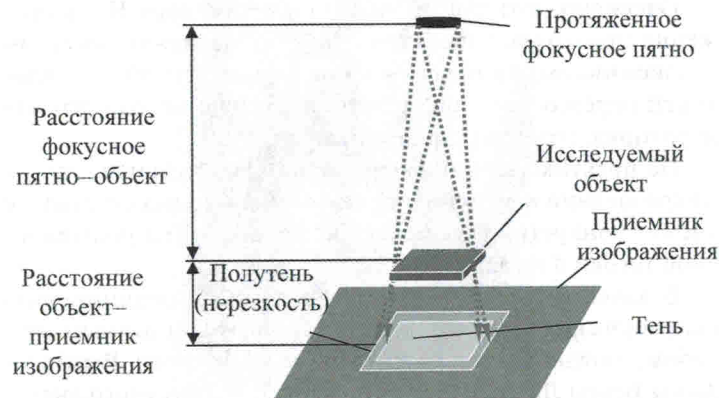


Рис. 1.1. Рентгенооптическая схема съемки контактным способом

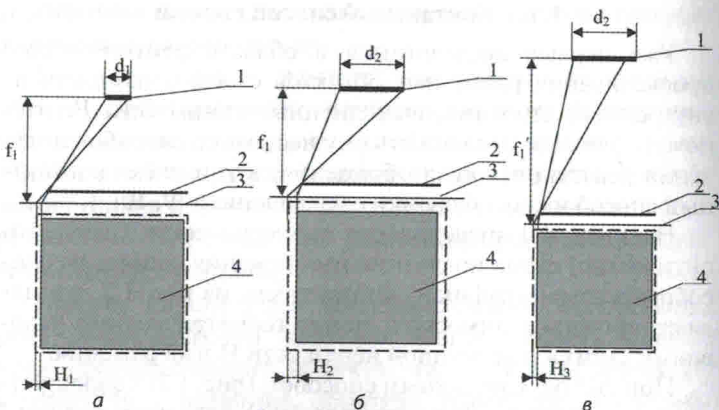


Рис. 1.2. Взаимосвязь между геометрическими условиями съемки и величиной нерезкости изображения при контактном способе съемки.

1 — протяженное фокусное пятно, 2 — объект съемки, 3 — плоскость приемника изображения; 4 — изображение объекта, d — диаметр фокусного пятна, f_1 — расстояние фокусное пятно-объект, H — нерезкость изображения ($d_1 < d_2$, $H_1 < H_2$, $H_2 < H_3$, $f_1 < f_1'$)

— даже незначительное удаление приемника изображения от объекта съемки (увеличение расстояния f) приводит к значительному увеличению нерезкости H_{Γ} .

Очевидно, что для уменьшения нерезкости H изображения необходимо увеличить расстояние между объектом и приемником, а для исключения динамической составляющей нерезкости — обеспечить взаимную неподвижность источника, объекта и приемника.

На практике величина расстояния f выбирается, исходя из требований к величине резкости получаемых снимков, с учетом конкретных размеров фокусного пятна рентгеновской трубки d и толщины объекта;

В качестве примера одних из первых «медицинских» рентгеновских изображений, полученных контактным способом, можно привести снимки руки супруги Рентгена, Анны Берты Людвиг Рентген (сверху), и известного анатома Альберта фон Кёлликера (снизу) (рис. 1.3).



Рис. 1.3. Контактные рентгеновские снимки

1.1.2. Способ съемки с увеличением изображения

При съемке с увеличением изображения используется источник излучения с фокусным пятном микронных размеров 1, так называемый, точечный источник. Объект съемки 2 располагается на определенном расстоянии как от излучателя рентгеновского аппарата, так и от приемника изображения 3 (рис. 1.4, 1.5).

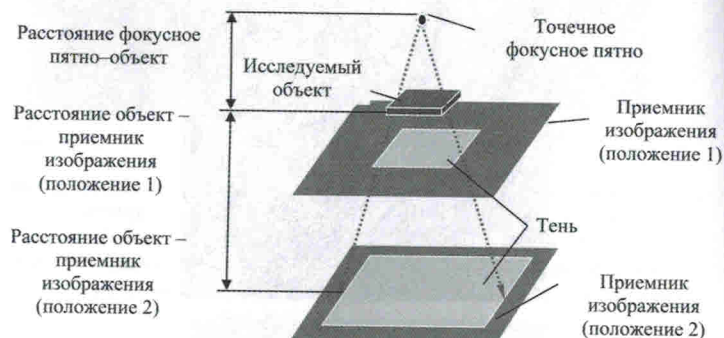


Рис. 1.4. Рентгенооптическая схема способа съемки с увеличением

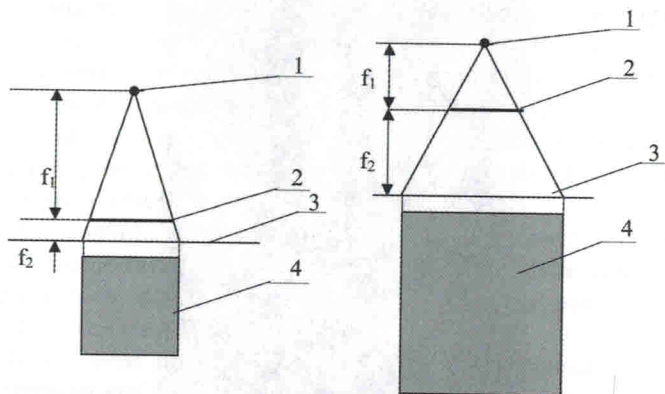


Рис. 1.5. Механизм возникновения изображения при съемке с увеличением: 1 — точечное фокусное пятно; 2 — объект съемки; 3 — плоскость приемника изображения; 4 — изображение объекта; f_1 — расстояние фокусное пятно—объект; f_2 — расстояние объект — приемник изображения

Независимо от того, в каком положении находится объект съемки в пространстве между фокусным пятном источника излучения и плоскостью приемника изображения, резкость полученного изображения будет сохраняться (рис. 1.4).

Отношение расстояний f_1 и f_2 определяет коэффициент увеличения изображения объекта m по сравнению с его истинными «анатомическими» размерами (рис 1.5)

$$m = \frac{f_1 + f_2}{f_1} = 1 + \frac{f_2}{f_1}. \quad (1.2)$$

Расстояние от объекта до приемника f_2 , как правило, может в несколько раз превышать расстояние от объекта до источника излучения f_1 без потери резкости изображения. Поэтому с достаточной для медицинской практики точностью коэффициент увеличения изображения можно определить с помощью выражения.

$$m \approx \frac{f_2}{f_1}. \quad (1.3)$$

Поскольку принципиальным условием реализации способа съемки с увеличением изображения является использование микрофокусного источника рентгеновского излучения, в настоящее время для него более распространено определение «микрофокусный» способ съемки.

1.2. ГЕОМЕТРИЧЕСКАЯ НЕРЕЗКОСТЬ

Очевидно, что при сравнительном анализе различных способов получения рентгеновского изображения определяющее значение имеет величина геометрической составляющей нерезкости изображения H_r . На практике можно считать, что величина геометрической нерезкости не должна превышать размеров минимальной характерной детали объекта просвечивания $x_{\min}$, тогда

$$H_r \leq x_{\min}. \quad (1.4)$$