

## ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение .....	4
<b>Глава 1. Физико-технические основы микрофокусной рентгенографии .....</b>	<b>8</b>
1.1. Способы получения рентгеновского изображения .....	8
1.2. Геометрическая нерезкость .....	17
1.3. Глубина резкости .....	21
1.4. Взаимосвязь чувствительности приемника рентгеновского излучения и резкости получаемого рентгеновского изображения .....	24
1.5. Просвечивающие возможности микрофокусной рентгенографии .....	26
1.6. Выводы .....	36
<b>Глава 2. Особенности применения микрофокусной рентгенографии в клинической диагностике .....</b>	<b>37</b>
2.1. «Жесткая» съемка с малого фокусного расстояния .....	39
2.2. Доза облучения .....	45
2.3. Оценка качества изображения .....	56
2.4. Выводы .....	62
<b>Глава 3. Микрофокусные портативные рентгенодиагностические аппараты .....</b>	<b>64</b>
3.1. Цифровой рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Стома» .....	65
3.2. Цифровой рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Травма» .....	72
Заключение .....	75
Список литературы .....	77

## Глава 1

# ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МИКРОФУКУСНОЙ 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 «Аврора» 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 рентгеновско-

го изображения, получаемого в медицинской диагностике, в настоящее время используется ряд характеристик: геометрических, градиционных, 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  $H_E$ , динамическую  $H_D$  и морфологическую  $H_M$  составляющие нерезкости. Суммарную нерезкость  $H$  с удовлетворительной для практи-

ческих расчетов точно можно оценить с помощью следующего выражения:

$$H = \sqrt{H_{\Gamma}^2 + H_{\text{Э}}^2 + H_{\text{Д}}^2 + H_{\text{М}}^2}. \quad (1.1)$$

В соответствии с задачами исследования при дальнейшей анализе будет учитываться лишь вклад геометрической составляющей нерезкости. При условии  $H_{\Gamma} \geq H_{\text{Э}}, H_{\text{Д}}, H_{\text{М}}$  следует  $H \sim H_{\Gamma}$ .

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 геометрических условий съемки и величины нерезкости  $H$  изображения.

При съемке контактным способом (см. 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

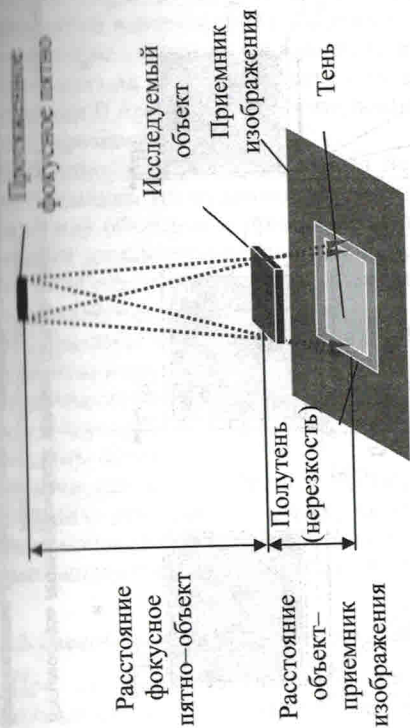
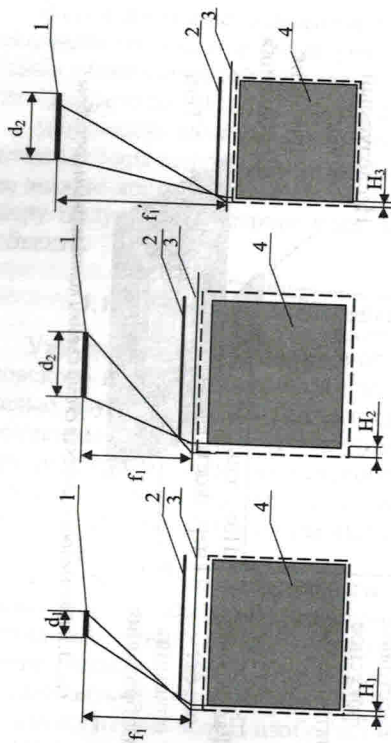


Рис. 1.1. Рентгенооптическая схема съемки контактным способом



а

б

в

Рис. 1.2. Взаимосвязь геометрических условий съемки и величины нерезкости изображения при контактном способе съемки:

1 — протравленное фокусное пятно, 2 — объект съемки, 3 — плоскость приемника изображения, 4 — изображение объекта;

дiameter фокусного пятна;  $f$  — расстояние фокусное пятно-объект,  $f_i$  — расстояние фокусное пятно-объект,  $H$  — нерезкость изображения.

и вплотную — «в контакте» к приемнику изображения 3. Можно заметить, что:

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

— даже незначительное удаление приемника изображения от объекта съемки (увеличение расстояния  $f$ ) приводит к значительному увеличению нерезкости  $H_T$ .

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 одного из первых «медицинских» рентгеновских изображений, полученных контактным способом, можно привести снимок кисти супруги Рентгена (рис. 1.3).

### 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. 1.3. Контактный рентгеновский снимок

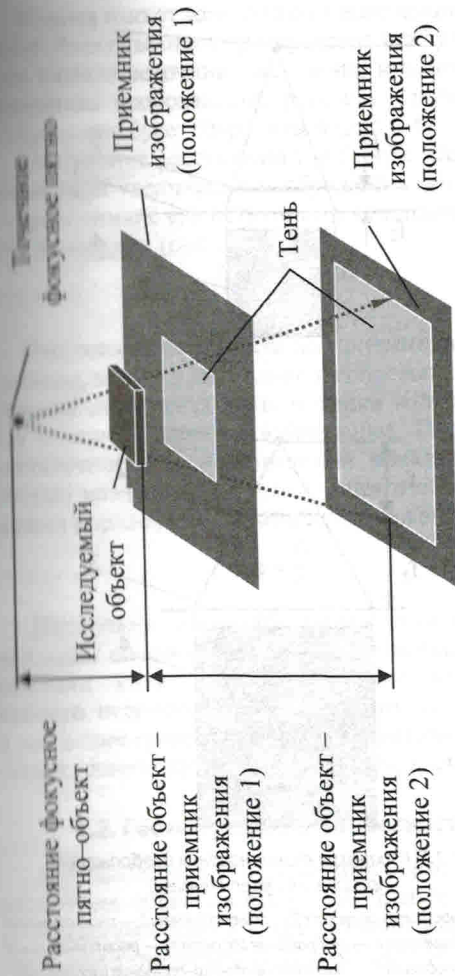


Рис. 1.4. Рентгенооптическая схема способа съемки с увеличением

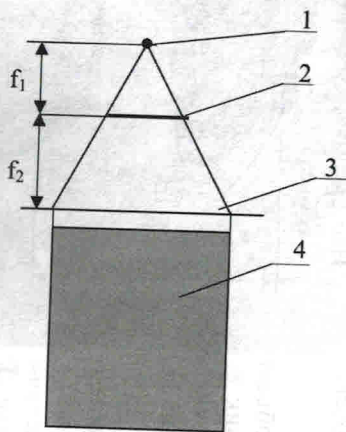
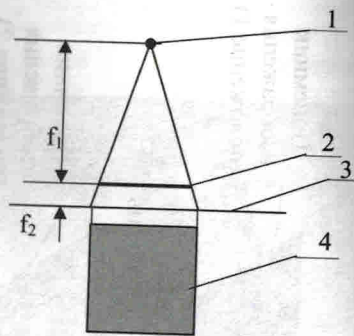


Рис. 1.5. Механизм возникновения изображения при съемке с увеличением:

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  $H_f$ . На практике можно считать, что

величина геометрической нерезкости не должна превышать размеров минимальной характерной детали объекта просвечивания  $x_{\min}$ , тогда

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

Например, в медицинской диагностике в качестве такой детали может рассматриваться, например, отдельная костная балка — трабекула. Если принять, что средняя толщина трабекулы составляет 0,1 мм, то условие получения резкого изображения при съемке костной структуры может быть записано в следующем виде:

$$H_r \leq 0,1 \text{ мм}. \quad (1.5)$$

Как отмечалось ранее величина геометрической нерезкости так называемого скрытого рентгеновского изображения детали объекта  $H_r$  определяется геометрическими условиями съемки (рис. 1.6), а именно размером фокусного пятна рентгеновской трубки  $d$ , расстоянием от фокусного пятна до детали  $f_1'$  и расстоянием от детали до плоскости изображения  $f_2'$ .

Перечисленные параметры связаны между собой следующим соотношением:

$$H_r = d \frac{f_2'}{f_1}. \quad (1.6)$$

Реальные объекты съемки в медицинской диагностике имеют конечную толщину, в большинстве случаев довольно значительную — соизмеримую с величиной расстояния  $f_1'$ . Поэтому на практике приходится учитывать расстояние от фокусного пятна до «передней» поверхности объекта  $f_1$  — кожно-фокусное расстояние (КФР) и расстояние от «задней» поверхности объекта до приемника изображения  $f_2$  (рис. 1.6).

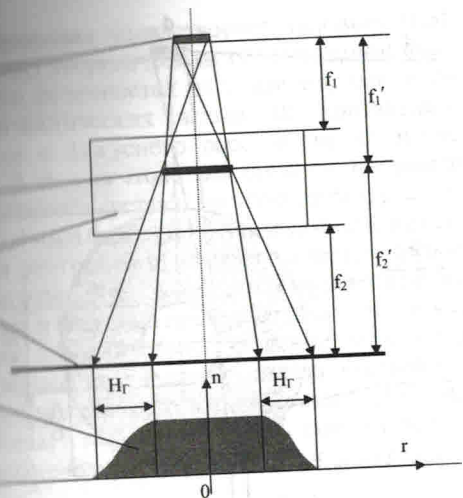


Рис. 1.6. Геометрическая нерезкость в медицинской рентгенодиагностике:

1 — фокусное пятно, 2 — деталь, 3 — объект, 4 — плоскость приема изображения, 5 — эюра плотности почернения изображения детали,  $f_1$  — расстояние между фокусным пятном и «задней» стенкой объекта,  $f_2$  — расстояние между «передней» стенкой объекта и приемником изображения,  $f_1'$  — расстояние между фокусным пятном и деталью объекта,  $f_2'$  — расстояние между деталью и плоскостью приемника изображения

В табл. 1.1 представлены результаты оценки средней величины геометрической нерезкости изображения круглого фрагмента костной ткани 2 диаметром 10 мм, окруженного слоем мягких тканей 3 общей толщиной 100 мм (рис. 1.7). Анализировался контактный способ съемки ( $f_2 = 0$ ) при следующих условиях: размер фокусного пятна  $d = 1$  мм, расстояние от середины фрагмента костной ткани (трабекулы) до плоскости изображения  $f_2' = 55$  мм.