

А.И. Мазуров, Н.Н. Потрахов

МИКРОФОКУСНАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ В МЕДИЦИНЕ

Аннотация

Рассмотрены технические возможности микрофокусной рентгенографии в медицине. Названы разделы рентгенологии, где микрофокусная рентгенография имеет преимущества перед контактной съемкой. Указаны параметры и характеристики, которые ограничивают области ее применения в медицинской диагностике.

Микрофокусная рентгенография с увеличением занимает промежуточное положение между контактной рентгенографией и рентгеновской микроскопией. Как любая техническая дисциплина, находящаяся на стыке двух других, рентгенография с использованием рентгеновских трубок с фокусными пятнами менее 0,1 мм и увеличениями более двух раз имеет свои возможности, ограничения и области применения.

Первые попытки получения рентгенограмм с увеличением изображения в рентгеновском пучке были предприняты еще в 1925 году [1]. Они дали отрицательный результат из-за большой геометрической нерезкости изображения, которая была обусловлена фокусными пятнами более 1 мм. С появлением в 50-х годах прошлого века трубок с фокусными пятнами 0,3 мм и менее интерес к рентгенографии с увеличением возродился [2], [3]. Было показано, что на увеличенных изображениях появляются новые детали и возрастает контраст. Но малая мощность микрофокусных трубок, ограниченное поле зрения и динамическая нерезкость не позволили получить этой методике исследования широкого применения.

Разработка более мощных микрофокусных трубок и внедрение в рентгентехнику цифровых технологий позволили вновь обратиться к съемке с прямым увеличением [1], [4], [5]. Возможностям, ограничениям и областям применения микрофокусной рентгенографии на современном этапе развития рентгентехники и посвящена настоящая статья.

Разрешающая способность

Общепринято разрешающую способность рентгеновских аппаратов при контактной съемке рассчитывать по суммарной нерезкости изображения без учета увеличения исследуемых органов. Такая методика для микрофокусной рентгенографии неприемлема. С учетом увеличения разрешающую способность аппарата R_Σ необходимо рассчитывать по соотношению [6]:

$$R_\Sigma = R_n \frac{m}{\sqrt{1 + (m-1)^2 (fR_n)^2 + m^2 (VtR_n)^2}}, \quad (1)$$

где R_n – разрешающая способность приемника; m – увеличение просвечиваемого объекта; f – размер фокусного пятна трубки; V – скорость перемещения изображения по входной плоскости приемника; t – время экспозиции. Анализ соотношения (1) позволяет сделать следующие выводы.

Для случая неподвижного объекта ($V = 0$)

$$R_\Sigma = R_n \frac{m}{\sqrt{1 + (m-1)^2 (fR_n)^2}}. \quad (2)$$

Из соотношения (2) следует, что максимальная разрешающая способность аппарата будет получена при увеличении

$$m_{\text{opt}} = \frac{(fR_n)^2 + 1}{(fR_n)^2}. \quad (3)$$

Зависимость m_{opt} от произведения fR_n представлена на рис. 1.

Из рис. 1 видно, что в микрофокусной рентгенографии произведение fR_n изменяется от 0,3 до 1. Чем меньше произведение, тем больше оптимальное увеличение. При этом, в соответствии с требованиями к разрешающей способности аппаратов для общей рентгенографии, разрешающая способность R_n должна быть не менее 3,5 пер./мм, а для маммографии – 10 пер./мм.

Критерий fR_n позволяет судить о классе рентгеновского аппарата. Если $fR_n > 2$, то аппарат предназначен для контактной съемки, а если $fR_n < 0,3$, то для рентгеновской микроскопии. Промежуточную нишу ($fR_n = 0,3 - 2$) занимает микрофокусная рентгенография.

При оптимальном увеличении неподвижного органа разрешающая способность микрофокусного аппарата равна

$$R_\Sigma = \sqrt{R_n + \left(\frac{1}{f}\right)^2} = R_n \sqrt{m_{\text{opt}}}. \quad (4)$$

Поскольку движение просвечиваемых органов пациента подавляет высокочастотную часть спектра пространственных частот изображения, при движении разрешение мелких структур всегда ухудшается.

Используя соотношения (2)-(4), можно вычислить разрешающую способность аппарата R_Σ^n для

подвижного органа при его оптимальном увеличении:

$$R_{\Sigma}^n = \frac{R_{\Sigma}}{\sqrt{1 + (R_{\Sigma} V t)^2}} = \frac{R_n \sqrt{m_{\text{онм}}}}{\sqrt{1 + m_{\text{онм}} (R_n V t)^2}}. \quad (5)$$

В соотношении (5) регулируемым параметром является время экспозиции t : чем оно меньше, тем выше разрешение.

На рис. 2 показана зависимость снижения разрешающей способности аппарата от увеличения времени экспозиции. Из рис. 2 видно, что подвижность объектов сводит на нет выигрыш в разрешении от увеличения при выдержках более 50 мс. К сожалению, возможность использования коротких выдержек ограничивается мощностью излучателей. Поэтому микрофокусная рентгенография применяется при исследовании неподвижных и малоподвижных органов.

Глубина резкости

Диапазон увеличений, при котором разрешающая способность R_{Σ} не опускается ниже R_n , будем считать глубиной резкости аппарата.

Математически это условие можно записать в виде

$$m \leq \frac{(fR_n)^2 + 1}{\sqrt{(fR_n)^2 - 1}}. \quad (6)$$

Расчет по соотношению (6) для $fR_n = 1$ ($f = 0,1$ мм, $R = 10$ пер./мм) и $fR_n = 4,2$ ($f = 1,2$ мм,

$R = 3,5$ пер./мм) показывает, что глубина резкости микрофокусного аппарата не ограничена, в то время как для второго аппарата глубина резкости ограничена увеличением $m = 1,12$, больше которого разрешающая способность R_{Σ} будет меньше R_n .

Таким образом, в микрофокусных аппаратах разрешающая способность приемника реализуется полностью по всему объему просвечиваемого объекта. Это объясняет тот экспериментально установленный факт, что на рентгенограммах микрофокусных аппаратов наблюдается больше мелких деталей, чем на контактных снимках аппаратов с большими фокусными пятнами, т. е. возрастает количество обнаруживаемых деталей в единице объема исследуемых органов.

Геометрия съемки

При выборе расстояния «фокусное пятно трубки–приемник» (фокусное расстояние F) для микрофокусных аппаратов и аппаратов для контактной съемки необходимо исходить из разных условий. Большая глубина резкости микрофокусных аппаратов позволяет минимизировать F с целью увеличения интенсивности излучения в плоскости приемника. В этом случае при выборе F необходимо исходить из допустимых масштабных искажений Δ (рис. 3):

$$\Delta = \frac{m_{\text{макс}} - m_{\text{мин}}}{m_{\text{мин}}} = \frac{Z}{F - a_{\text{макс}}}, \quad (7)$$

где Z – толщина просвечиваемого объекта.

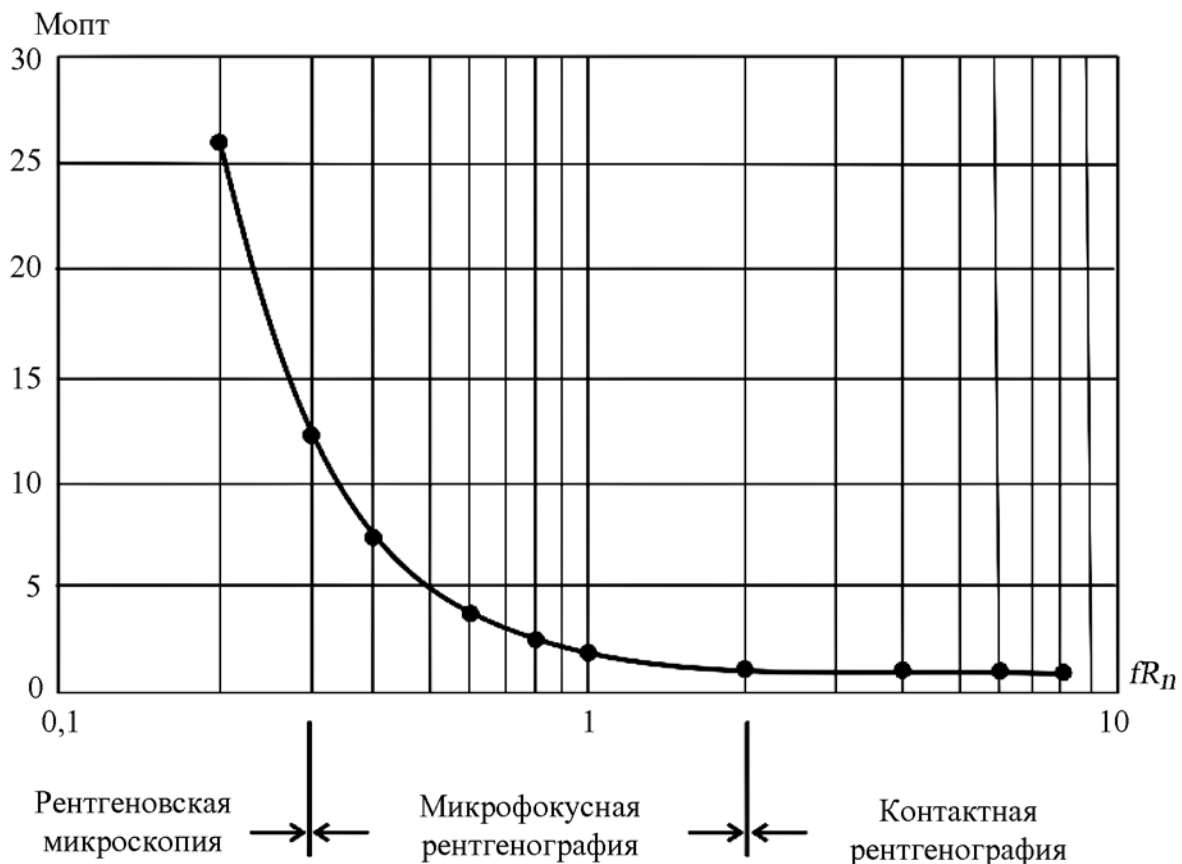


Рис. 1. Зависимость оптимального увеличения от произведения fR_n

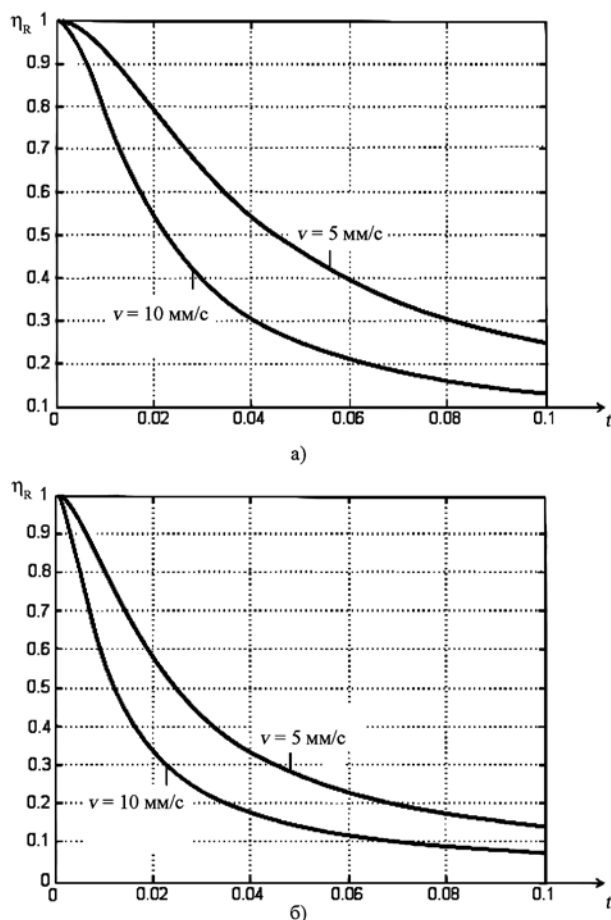


Рис. 2. Снижение разрешающей способности аппарата при увеличении времени экспозиции:
а) $R_n = 3,5$, $m_{\text{опт}} = 5$; б) $R_n = 10$, $m_{\text{опт}} = 2$

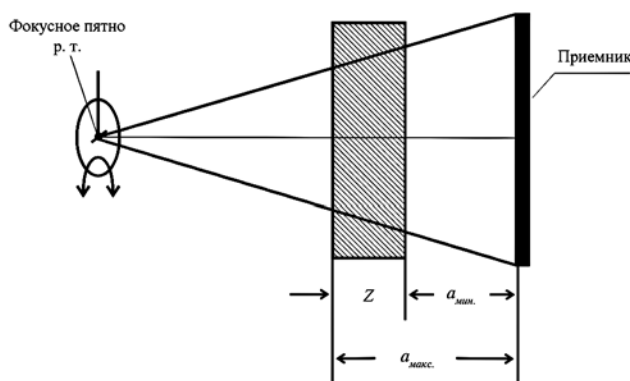


Рис. 3. К определению фокусных расстояний:
 Z – толщина объекта

Так как $m_{\text{макс}} = F / F - a_{\text{макс}}$, то из выражения (7) имеем

$$F = \frac{m_{\text{макс}} \cdot Z}{\Delta} \quad (8)$$

Приведем пример. В современных маммографах $m_{\text{макс}} \approx 2$, $Z_{\text{макс}} = 8$ см, а масштабные искажения $\Delta \leq 0,25$. Тогда $F = 64$ см, что имеет место в современных конструкциях маммографов. Если $\Delta > 0,25$, то на рентгенограммах возникают непривычно

большие масштабные искажения и искажения форм трехмерных деталей. Так, теневое изображение шарообразных деталей будет иметь форму круга только для деталей, расположенных на центральном луче. Все другие шарообразные детали будут иметь форму овала, вытянутого тем больше, чем дальше деталь отстоит от главного луча. Более того, детали в разных плоскостях, перпендикулярных центральному лучу, но расположенные на прямых, параллельных этому лучу, на изображении будут смещены относительно друг друга. Эти искажения при недостаточном опыте рентгенолога в ряде случаев могут толковаться как патологические изменения.

Из-за разного увеличения деталей, расположенных в плоскостях, перпендикулярных центральному лучу, возникает эффект геометрической перспективы, что дает возможность рентгенологу воспринимать глубину залегания отображаемых деталей. Особенно эффект объемности проявляется, когда $\Delta \gg 0,25$. Как утверждает автор работы [9], этот эффект можно использовать в диагностических целях. Однако, поскольку увеличение $\Delta \gg 0,25$ противоречит общепринятым нормам, обусловленным рассмотренными выше искажениями, то до применения в рентгенологической практике эффект должен быть тщательно изучен рентгенологами с целью его возможного применения в конкретных видах исследований.

Для аппаратов с малой глубиной резкости ($fR_n > 2$) желательно глубину резкости сохранить по всей толщине просвечиваемого объекта. В этом случае максимальное увеличение необходимо выбирать из условия (6). Тогда

$$F = \frac{a_{\text{макс}}}{2} [(fR_n)^2 + 1]. \quad (9)$$

В современных аппаратах для контактной съемки при просвечивании толстых объектов ($a \approx 30$ см) чаще всего используются рентгеновские трубки с фокусными пятнами $f = 1,2$ мм и цифровые приемники с разрешением $R_n = 3,5$ пер./мм. В этом случае, используя уравнение (9), получаем $F = 280$ см. Такое фокусное расстояние никогда не используется по конструктивным соображениям и из-за отсутствия рентгеновских трубок сверхвысокой мощности. Обычно F выбирается из ряда 100, 150 или 180 см. Следовательно, глубина резкости классических аппаратов не охватывает всех толщин исследуемых объектов.

Чувствительность

Микрофокусные трубки имеют низкую мощность. Ориентировочно можно принять, что допустимая мощность на аноде составляет $200...250$ Вт/мм² в течение 1 с. Тогда при $f = 0,1 \times 0,1$ мм рассеиваемая на аноде мощность не должна превышать $2...2,5$ Вт. Оценим возможности рентгеновских аппаратов с такой мощностью.

Из теории обнаружения Роуза (A. Rose) [7] следует, что доза, требуемая в плоскости приемника для обнаружения малоразмерной, малоконкретной

детали, обратно пропорциональна квадрату увеличения этой детали m . Следовательно, во столько же раз можно снизить мощность источника излучения по сравнению со съемкой с $m = 1$. Кроме того, требуемая мощность источника обратно пропорциональна квадрату фокусного расстояния F , которое при микрофокусной съемке меньше.

При рентгенографии с увеличением снижается уровень рассеянного излучения на приемнике, которое увеличивает контраст обнаруживаемой детали в $(1 + \sigma)$ раз, где σ – отношение рассеянного излучения к первичному. Микрофокусная рентгенография применяется при исследовании неподвижных и малоподвижных органов. По данным [8] выдержка при исследованиях малоподвижных органов (1...5 мм/с) не должна превышать 1000 мс, а подвижных – 20 мс.

Если учесть все эти факторы и обозначить индексом 1 параметры контактной съемки, а индексом 2 – параметры микрофокусной съемки, то мощность микрофокусного источника может быть в η раз меньше:

$$\eta = \frac{P_1}{P_2} = \left(\frac{m_1}{m_2} \right)^2 \cdot \left(\frac{F_1}{F_2} \right)^2 \cdot \frac{(1 + \delta_1) t_1}{(1 + \delta_2) t_2}. \quad (10)$$

Если принять для ориентировочной оценки $m_1 / m_2 = 4$, $F_1 / F_2 = 2$, $(1 + \delta_1) / (1 + \delta_2) = 2$ и $t_1 / t_2 = 10$, то получим $\eta = 1280$ раз.

Таким образом, микрофокусный источник мощностью 2 Вт обеспечивает то же качество изображения, что и источник мощностью 2,5 кВт для контактной съемки*.

Дополнительный выигрыш в чувствительности микрофокусного аппарата обеспечивается за счет лучшей квантовой эффективности как функции пространственных частот и меньшей толщины просвечиваемых объектов. В большинстве случаев применения отпадает необходимость в свинцовом растре.

Произведенный выше ориентировочный расчет показывает, что по своим возможностям, которые зависят от мощности источника, современные микрофокусные аппараты сравнимы с палатными и передвижными хирургическими аппаратами. Увеличение мощности микрофокусных источников в несколько десятков раз приблизит их возможности к возможностям стационарных аппаратов.

Существуют только три главных фактора, которые ограничивают области применения микрофокусной рентгенографии с увеличением в медицине. Это толщина и плотность просвечиваемых органов, их подвижность и размер. Использование микрофокуса для контактной съемки вряд ли целесообразно, так как теряются главные преимущества аппарата – намного более высокая четкость и низкий уровень вторичного излучения.

Сегодня можно констатировать, что микрофокусная рентгенография уверенно формируется как самостоятельное направление рентгенографии и круг ее применения непрерывно расширяется. Микрофокусная рентгенография активно внедряется в

исследования опорно-двигательного аппарата, в стоматологию, челюстно-лицевую хирургию, маммографию, детскую рентгенографию, ветеринарию [1], [4], [9]. Круг ее применения будет расширяться по мере увеличения мощности микрофокусных источников рентгеновского излучения. Малые габаритные размеры, масса, потребляемая мощность и радиационный выход обеспечивают возможности применения микрофокусной рентгенографии не только в рентгеновских отделениях, но и в незащищенных от радиации помещениях (палатах, стоматологических кабинетах и др.), а также в нестационарных и полевых условиях.

Список литературы:

1. Васильев А.Ю. Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике. – М.: Логос, 1998.
2. Дмоховский В.В. Основы рентгентехники. – М.: МедГиз, 1960.
3. Овощников М.С. Новые аппараты и методы рентгенологического исследования. – Киев: Государственное медицинское издательство УССР, 1962.
4. Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – СПб.: Элмор, 2007.
5. Pogany A., Gao D., Wilkins S.W. Contrast and resolution in imaging with a microfocus X-ray source // Rev. Sci. Instrum. 1997. 68 (7). PP. 2774-2782.
6. Блинов Н.Н., Мазуров А.И. Разрешающая способность систем воспроизведения рентгеновских изображений // Медицинская техника. 2000. № 5. С. 12-15.
7. Роуз А. Зрение человека и электронное зрение. – М.: Мир, 1977.
8. Нуделмен С. Электронно-оптическая цифровая рентгенография // ТИИЭР. 1982. Т. 70. № 7. С. 14-47.
9. Грязнов А.Ю. Методы и системы микрофокусной фазоконтрастной медицинской рентгенодиагностики / Автореферат д.т.н. – СПб.: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет, 2010.

Анатолий Иванович Мазуров,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
зам. генерального директора по науке,
ЗАО «НИПК «Электрон»,
Николай Николаевич Потрахов,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой электронных
приборов и устройств,
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет,
г. С.-Петербург,
e-mail: mazurov@electron.ru

* Приведенное соотношение рассчитано условно. В реальных исследованиях фаза на пациенте при микрофокусной рентгенографии может быть уменьшена в 2-3 раза (примечание редактора).