

МИКРОФОКУСНАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Потрахов Н.Н.¹, Мазуров А.И.², Васильев А.Ю.³

¹ Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет,

² ЗАО "НИПК "Электрон",

³ Московский государственный медико-стоматологический университет, г. Москва, г. Санкт-Петербург, Россия

Микрофокусная рентгенография как самостоятельное направление в медицинской диагностике сформировалось в конце 80-х годов прошлого века, во многом благодаря усилиям ленинградской школы рентгенологов [1]. В настоящее время это понятие включает в себя совокупность всех способов получения рентгеновских изображений объектов просвечивания с помощью источников рентгеновского излучения, размер фокусного пятна которых не превышает 0,1 мм (менее 100 мкм). Эти источники в соответствии с ГОСТ 22091.9-86 классифицируются как микрофокусные. Отсюда появились термины "микрофокусная рентгенография", "микрофокусные трубки" и т.д.

Величина 100 мкм не случайно стала "рубежом" между классической и микрофокусной рентгенографией. Исследования, проводимые более трех десятков лет на базе Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета (СПбГЭТУ ЛЭТИ), показали, что в случае использования микрофокусных источников излучения в медицинской диагностике проявляются принципиальные особенности (эффекты) при формировании рентгеновского изображения объекта съемки.

В настоящее время отмечены и достаточно подробно изучены следующие эффекты [2, 3, 4, 5]:

- эффект увеличения глубины резкости;
- эффект увеличения контраста;
- эффект псевдообъемного изображения;
- эффект малых экспозиционных доз;
- эффект фазового контраста.

Возможностям, ограничениям и областям применения микрофокусной рентгенографии на современном этапе развития рентгенотехники посвящена настоящая статья.

Материалы и методы

По одному из возможных критериев сравнения — коэффициенту увеличения изображения объекта просвечивания — микрофокусная рентгенография занимает промежуточное положение между классической контактной съемкой и рентгеновской микроскопией. Для контактной съемки максимальное увеличение составляет не более 1,5-2 раза [6], для рентгеновской микроскопии — от нескольких десятков до нескольких тысяч раз [7]. Максимально используемое увеличение изображения для микрофокусной рентгенографии в зависимости от объекта медицинской диагностики составляет от 5-7 до 7-10 раз [1, 8].

Как любая техническая дисциплина, находящаяся на стыке двух других, микрофокусная рентгенография имеет свои возможности, ограничения и области применения.

Первые попытки получения рентгенограмм с увеличением изображения в рентгеновском пучке были предприняты еще в 1925 году [9]. Однако методика не получила распространения из-за большой геометрической нерезкости получаемого изображения, которая была обусловлена фокусными пятнами большого размера (более 1 мм). С появлением в 50-х годах прошлого века рентгеновских трубок с фокусными пятнами величиной 0,3 мм и менее интерес к рентгеновской съемке с увеличением изображения возродился [10]. Было показано, что на увеличенных изображениях появляются новые детали и возрастает контраст. Но малая мощность микрофокусных трубок, ограниченное поле облучения и значительная нерезкость изображения, обусловленная ее динамической составляющей, и также не позволили тогда получить этой методике исследования широкого распространения.

Разработка более мощных микрофокусных трубок и внедрение в рентгенотехнику цифровых технологий позволили вновь обратиться к, так называемой, съемке с прямым увеличением [11, 12].

Разрешающая способность

Общепринято разрешающую способность рентгеновских аппаратов, то есть способность визуализировать мелкие детали объекта на получаемом изображении рассчитывать по суммарной нерезкости изображения без учета увеличения исследуемых органов [13]. В данном случае под рентгеновским аппаратом подразумевается рентгенодиагностический комплекс, включающий в себя, как минимум, источник рентгеновского излучения и приемник рентгеновского изображения.

Такие расчеты для микрофокусной рентгенографии неприемлема. С учетом увеличения изображения разрешающую способность аппарата R_{Σ} необходимо рассчитывать по следующему соотношению [14]:

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

где R_n — разрешающая способность приемника рентгеновского изображения, пар лин/мм, m — коэффициент увеличения изображения просвечива-

емого объекта, f — размер фокусного пятна рентгеновской трубки, мм, V — скорость перемещения изображения по входной плоскости приемника, мм/с, t — время экспозиции, с.

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

Для случая неподвижного объекта ($V=0$)

Из соотношения (2) следует, что максимальная разрешающая способность аппарата будет обеспечена при коэффициенте увеличения изображения, равном m_{onm}

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

Критерий fR_n — произведение размера фокусного пятна рентгеновской трубки на разрешающую способность приемника изображения, позволяет судить о назначении рентгеновского аппарата. Если $fR_n > 2$, то аппарат может быть использован для контактной съемки, если $fR_n < 0,3$ — для рентгеновской микроскопии. Промежуточную область занимают аппараты для микрофокусной рентгенографии с величиной $fR_n = 0,3-2$.

Зависимость m_{onm} от величины критерия fR_n представлена на рисунке 1. Отметим, что в настоящее время в соответствии с требованиями к рентгенодиагностическим комплексам разрешающая способность R_n аппаратов для общей рентгенографии должна быть не менее 3,5 пар лин/мм, а для маммографии — 10 пар лин/мм.

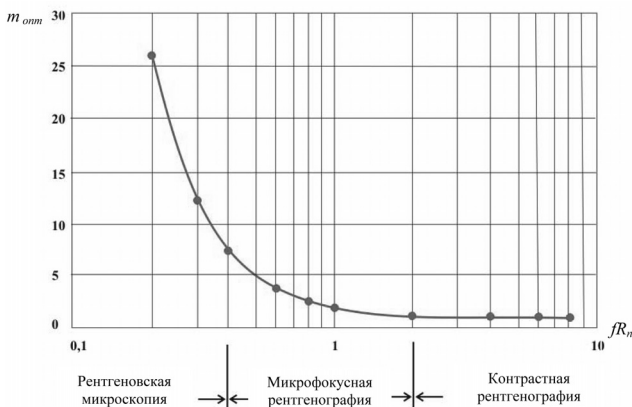


Рис. 1. Зависимость коэффициента оптимального увеличения m_{opt} от величины критерия fR_n

С учетом (3) при оптимальном увеличении неподвижного органа разрешающая способность микрофокусного аппарата равна:

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

Это весьма важное для диагностической практики соотношение.

Поскольку движение просвечиваемых органов пациента подавляет высокочастотную часть спектра пространственных частот изображения, разрешение мелких структур в этом случае ухудшается.

Используя соотношения (2), (3), (4), можно вычислить разрешающую способность аппарата при съемке подвижных органов — динамическую разрешающую способность R_{Σ}^d :

Анализ выражения (5) показывает, что при вре-

$$R_{\Sigma}^d = \frac{R_{\Sigma}}{\sqrt{1 + (R_{\Sigma} V t)^2}} = \frac{R_n \sqrt{m_{onm}}}{\sqrt{1 + m_{onm} (R_n V t)^2}} \quad (5)$$

мени экспозиции больше, чем 0,05-0,1 с динамическая разрешающая способность микрофокусного аппарата уже не превышает разрешающую способность обычного аппарата при съемке подвижных органов.

$$R_{\Sigma}^d \Big|_{t \geq 0,1c} \leq R_n$$

Поскольку возможность использования столь коротких выдержек ограничивается малой мощностью микрофокусных трубок, микрофокусная рентгенография пока применяется в основном при исследовании неподвижных и малоподвижных органов.

Глубина резкости

Диапазон значений коэффициента увеличения изображения, при котором разрешающая способность конкретного метода рентгенографии R_{Σ} не опускается ниже разрешающей способности приемника изображения R_n , будем считать глубиной резкости рентгеновского аппарата.

Математически это условие можно записать в виде

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

Расчеты по этому соотношению при следующих условиях:

1. $f = 0,1$ мм, $R_n = 10$ пар лин/мм;
2. $f = 1,2$ мм и $R_n = 3,5$ пар лин/мм;

показывают, что глубина резкости микрофокусного аппарата не ограничивается коэффициентом увеличения изображения m , в то время как для обычного аппарата она ограничена значением $m=1,2$, выше которого разрешающая способность контактного способа рентгенографии будет хуже разрешающей способности используемого приемника изображения.

Таким образом, в микрофокусных аппаратах разрешающая способность приемника "реализуется" полностью по всему объему просвечиваемого объекта. Этим объясняется экспериментально установленный факт — на микрофокусных рентгеновских снимках наблюдается больше мелких деталей строения объекта просвечивания, чем на контактных снимках аппаратов с большими фокусными пятнами, т.е. возрастает количество обнаруживаемых деталей в единице объема исследуемых органов [15].

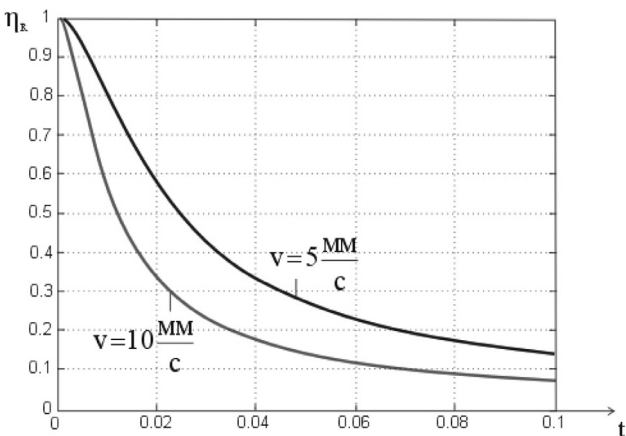
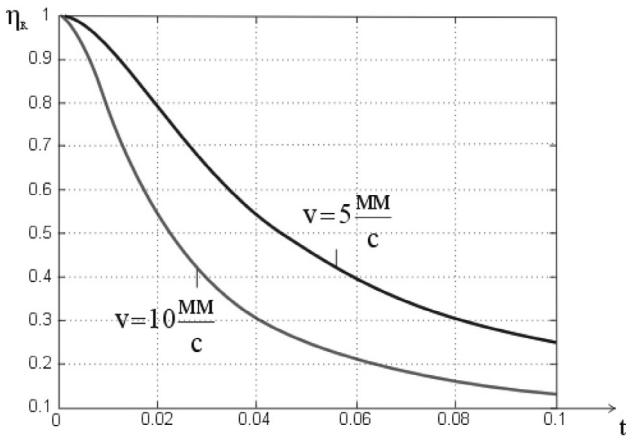


Рис. 2. Зависимость разрешающей способности рентгеновского аппарата при съемке с увеличением изображения от времени экспозиции:
 а) $R_n = 3,5$, $m_{opt} = 5$; б) $R_n = 10$, $m_{opt} = 2$.

Геометрия съемки

При выборе расстояния “фокусное пятно трубки — приемник” (фокусного расстояния) F для микрофокусных аппаратов и аппаратов для контактной съемки необходимо исходить из разных условий. Большая глубина резкости микрофокусных аппаратов позволяет использовать минимально возможные фокусные расстояния с целью увеличения интенсивности излучения в плоскости приемника. В этом случае при выборе F необходимо учитывать максимальную величину допустимых масштабных искажений Δ , которая для медицинской рентгенодиагностики равна 0,25 [9]:

$$\Delta \leq \Delta m_{макс} \leq 0,25$$

Масштабные искажения Δ оцениваются по следующему выражению (рис. 3):

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

где Z — толщина просвечиваемого объекта, $a_{макс}$ — расстояние от наружной поверхности объекта до входной плоскости приемника изображения.

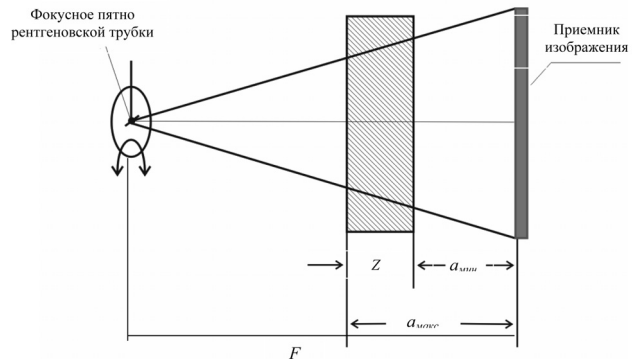


Рис. 3. К определению величины фокусного расстояния в рентгенографии.

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

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

В том случае, когда значение Δ превышает 0,25 на рентгенограммах возникают непривычно большие масштабные искажения, а также искажения формы проекций просвечиваемых объектов. Например, теневое изображение шарообразных деталей объекта будет иметь форму круга только для деталей, расположенных на оси пучка рентгеновского излучения. Все другие шарообразные детали будут иметь форму овала, тем более вытянутого, чем дальше деталь отстоит от центра поля облучения. Детали объекта, расположенные на разной глубине и не на оси пучка, на изображении объекта будут аномально смещены относительно друг друга. Эти искажения при недостаточном опыте рентгенолога могут толковаться как патологические изменения.

Чтобы масштабные искажения не превышали допустимые значения, величина фокусного расстояния при контактной рентгенографии выбирается достаточно большой. Например, в маммографии (рис. 3) максимальное увеличение $m_{макс}$ составляет примерно 2 см, а максимальная толщина объекта $Z_{макс}$ — 8 см, следовательно фокусное расстояние при условии $\Delta \leq 0,25$ должно быть не менее 64 см (8), что и выдерживается в современных конструкциях маммографов.

Для аппаратов со значением критерия $fR_n > 2$ (контактная съемка) желательна глубина резкости сохранить по всей толщине просвечиваемого объекта. В этом случае максимально допустимое увеличение изображения объекта необходимо выбирать с учетом выражения (6):

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

В современных рентгенодиагностических аппаратах для контактной съемки при просвечивании “толстых” объектов ($a \approx 30$ см) чаще всего используются рентгеновские трубки с фокусными пятнами около 1,2 мм и цифровые приемники с разрешением — 3,5 пар лин/мм. При этом в соответствии с

выражением (9) величина фокусного расстояния должна быть не менее 2800 мм (280 см). Такое фокусное расстояние не может быть обеспечено по конструктивным соображениям, а также из-за отсутствия рентгеновских трубок сверхвысокой мощности. Обычно F выбирается из ряда 100; 150 или 180 см, что обуславливает малую глубину резкости классических аппаратов и ограничивает возможности контактной рентгенографии при съемке крупных органов, вследствие возникающей значительной геометрической нерезкости изображения.

В микрофокусной рентгенографии резкость изображения деталей объекта не зависит от коэффициента увеличения. Поэтому из-за разного увеличения деталей, расположенных по всей толщине объекта, возникает эффект линейной перспективы, что дает возможность рентгенологу воспринимать глубину залегания отображаемых деталей. Особенно, так называемый, псевдообъемный эффект проявляется, когда $\Delta > 0,25$. Как показывают проведенные исследования [8], этот эффект можно с успехом использовать в диагностических целях.

Просвечивающая способность

Интенсивность рентгеновского излучения, генерируемого микрофокусными трубками не велика, что обусловлено естественными физическими ограничениями мощности, подводимой к мишени трубки электронным пучком малого размера. Ориентировочно можно принять, что допустимая нагрузка на массивную мишень составляет 200-250 Вт/мм² в течении 1 с [16]. Соответственно при действительном фокусном пятне $f=0,1 \times 0,1$ мм рассеиваемая на аноде мощность не должна превышать 2-2,5 Вт. Оценим просвечивающую способность рентгеновских аппаратов с такой мощностью.

Из теории обнаружения Роуза (A. Rose) [17] следует, что доза, требуемая в плоскости приемника для обнаружения малоразмерной малоконтрастной детали, обратно пропорциональна квадрату увеличения изображения этой детали m . Следовательно, во столько же раз можно снизить мощность источника излучения по сравнению с контактной съемкой. при которой $m \approx 1$.

Мощность источника излучения обратно пропорциональна квадрату фокусного расстояния F , которое в микрофокусной рентгенографии также существенно меньше.

При съемке с увеличением изображения снижается уровень рассеянного излучения, которое ухудшает контраст обнаруживаемой детали в $(1+\sigma)$ раз, где σ — отношение интенсивности рассеянного излучения к первичному.

Микрофокусная рентгенография применяется при исследовании неподвижных и малоподвижных органов. Поэтому время экспозиции при микрофокусной съемке может быть увеличено по сравнению с контактной съемкой.

Учтем все эти факторы и обозначим индексом k параметры контактной съемки, а индексом m параметры микрофокусной съемки. В итоге "выигрыш" по мощности микрофокусного аппарата может быть оценен с помощью следующего выражения:

$$\eta = \frac{P_k}{P_m} = \left(\frac{m_m}{m_k}\right)^2 \cdot \left(\frac{F_k}{F_m}\right)^2 \cdot \frac{(1+\delta_k) t_m}{(1+\delta_m) t_k} \quad (10)$$

При условии $m_m/m_k=4$, $F_m/F_k=2$, $(1+\delta_m)/(1+\delta_k)=2$, $t_m/t_k=10$, величина η ориентировочно составит 1280 раз.

Таким образом, теоретически микрофокусный рентгеновский аппарат мощностью 2 Вт обеспечивает те же диагностические возможности, что и аппарат мощностью 2,5 кВт для контактной съемки.

Дополнительный выигрыш в "чувствительности" микрофокусного аппарата обеспечивается также за счет большей квантовой эффективности в области высоких пространственных частот изображения [4].

Произведенные выше оценочные расчеты показывают, что по своим диагностическим возможностям, которые в основном зависят от мощности источника, современные микрофокусные аппараты сравнимы с палатными и передвижными хирургическими аппаратами. Увеличение мощности существующих микрофокусных рентгеновских аппаратов в несколько десятков раз приблизит их к стационарным аппаратам.

Заключение

На сегодняшний день можно уверенно констатировать, что микрофокусная рентгенография сформировалась как самостоятельное направление медицинской диагностики и круг ее применения непрерывно расширяется. Микрофокусная рентгенография активно внедряется в стоматологию, челюстно-лицевую хирургию, исследование опорно-двигательного аппарата, маммологию, неонатологию и педиатрию, ветеринарию и т.д. Малые габаритные размеры, небольшие: масса, потребляемая мощность и радиационный выход обеспечивают возможность ее применения не только в специализированных рентгеновских отделениях, но и в незащищенных от ионизирующего излучения помещениях (палатах, стоматологических кабинетах и др.), а также в нестационарных, полевых или бытовых (на дому у больного) условиях. При этом круг микрофокусной рентгенографии будет расширяться по мере увеличения мощности микрофокусных источников рентгеновского излучения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Васильев А.Ю., Дударев А.Л. Применение рентгенографии с прямым многократным увеличением изображения в учреждениях здравоохранения. Методические рекомендации. — Л.: ВМА, 1990. — 48 с.
2. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Особенности использования методики микрофокусной рентгенографии в медицине // Диагностика и интервенционная радиология, 2011. том 5. — №2. — С. 255-256.
3. Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Потрахов Н.Н. Эффект "псевдообъемного" изображения в микрофокусной рентгенографии // Известия СПбГЭТУ "ЛЭТИ", 2009. — №2. — С. 18-24.
4. Потрахов Н.Н. Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий, 2007. — том 14. — №3. — С. 167 — 169.
5. Блинов Н.Н., Васильев А.Ю., Серова Н.С., Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н. Микрофокусный способ получения фазоко-

- нтрасных рентгеновских изображений // Медицинская техника, 2009. — №4. — С. 5-9.
6. Лагунова И.Г., Чикирдин Э.Г., Ставицкий Р.В. и др. Технические основы рентгеновской диагностики. — М.: Медицина, 1973. — 160 с.
7. Хокс П. Электронная оптика и электронная микроскопия. — М.: Мир, 1974. — 321 с.
8. Алпатов В.Г., Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Селягина А.С. Сравнительная оценка информативности цифровой микрофокусной рентгенографии с многократным увеличением изображения и радивизиографии в эксперименте // Клиническая стоматология, 2010. — №1. — С. 23-24.
9. Дмоховский В.В. Основы рентгентехники. — М.: Медгиз, 1960. — 351 с.
10. Овощников М.С. Новые аппараты и методы рентгенологического исследования. Киев: Государственное медицинское издательство УССР, 1962. — 330 с.
11. Васильев А.Ю. Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике. — М.: ИПТК ЛОГОС, 1998. — 147 с.
12. Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. — СПб.: Технолит, 2006. — 209 с.
13. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Блинова Н.Н.: Учебное пособие. — М.: Медицина, 2002. — 392 с.
14. Блинов Н.Н., Мазуров, А.И. Разрешающая способность системы воспроизведения рентгеновских изображений // Медицинская техника, 2000. — №5. — С. 12-15.
15. Рабухина Н.А., Аржанцев А.П. Рентгенодиагностика в стоматологии. — М.: ООО "МИА", 1999. — 452 с.
16. Хараджа Ф.Н. Общий курс рентгентехники. — М. — Л.: Энергия, 1966. — 568 с.
17. Рауз А. Зрение человека и электронное зрение. — М.: Мир, 1977. — 216 с.