

ОСОБЕННОСТИ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

**Н. Н. Потрахов (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», Санкт-Петербург)
А. И. Мазуров (ЗАО НИПК «Электрон», Санкт-Петербург)**

Как известно, микрофокусная рентгенография предполагает получение рентгеновских изображений различных объектов с помощью источников излучения, размер фокусного пятна которых не превышает 0,1 мм, так называемых микрофокусных источников рентгеновского излучения (МИРИ).

В настоящее время в России разработаны и серийно выпускаются МИРИ различного назначения на напряжение 50,70, 100, 125 и 150 кВ, а также рентгеновские аппараты на их основе [1]. Несмотря на то, что интенсивность излучения таких аппаратов мала, вследствие физических ограничений мощности, подводимой электронным пучком микронного размера к мишени рентгеновской трубки, область их применения, например в отечественной медицинской практике, неуклонно расширяется.

Микрофокусная рентгенография уже приобрела важное значение в травматологии, ревматологии, ортопедии и протезировании, врачебно-трудовой экспертизе [2]. Микрофокусный аппарат «Пардус-150» успешно используется в педиатрии, в качестве детского палатного аппарата [3]. В 2003 году разработана и реализуется на практике с помощью прицельно-панорамного аппарата «Пардус-02» методика микрофокусной дентальной съемки в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [4,5].

Накопленный опыт применения микрофокусной рентгенографии показывает, что в данном случае имеются существенные особенности получения рентгеновских снимков по сравнению с обычной рентгенографией.

Так некоторые отечественные специалисты [2] обращали внимание на тот факт, что контраст изображения между мягкими тканями и фоном снимка, получаемого по методу микрофокусной рентгенографии, почти в два раза выше, чем на обычной рентгенограмме. Разницы в контрасте изображения между кортикальным слоем кости и мягкими тканями при этом не наблюдалось.

В ходе исследований, проведенных в Российском научно-исследовательском институте травматологии и ортопедии (РНИИТО им. Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург), было также отмечено, что при отсутствии разницы в качестве изображения, оцениваемого визуально, фон «микрофокусного» снимка бледно-серый, а на обычной рентгенограмме того же объекта – черный. Поскольку поля снимка обрезаются лаборантом, описанный факт обычно ускользает от внимания рентгенолога, которого, в первую очередь, интересует контраст, резкость, яркость изображения и т.д., а не цвет фона на снимке.

Эти наблюдения позволили сделать предположение, что для получения рентгеновских изображений, в частности, содержащих костные структуры, с помощью МИРИ требуются существенно меньшие дозы, чем на обычных рентгенодиагностических аппаратах.

Подтверждением этого предположения послужила приближенная сравнительная оценка экспозиционной дозы излучения, генерируемого микрофокусным аппаратом «Пардус-150» и рентгенодиагностическим аппаратом РУМ-20 в точке, где располагался объект съемки. Оценка производилась с помощью выражения (1)

$$D = \frac{k \cdot U^2 \cdot I \cdot t}{R^2}, \quad (1)$$

где D - экспозиционная доза, k - коэффициент пропорциональности, U - напряжение на рентгеновской трубке, I – ток рентгеновской трубки, t – время экспозиции, R – расстояние от фокусного пятна рентгеновской трубки до объекта.

Для микрофокусного аппарата экспозиции одного снимка нормированной на величину напряжения и фокусного расстояния значения экспозиционной дозы при съемке различных объектов (стопа, кисть, колено), и соответственно, оказались в 4-5 раз меньше.

С целью непосредственного определения лучевых нагрузок, получаемых пациентами на микрофокусном аппарате, и сравнения их с аналогичными процедурами на стационарном аппарате были проведены дополнительные исследования. Эксперименты осуществлялись совместно с сотрудниками Института радиационной гигиены (НИИ РГ, СПб). В ходе исследований были определены дозы облучения пациентов различных возрастных групп при выполнении снимков черепа, предплечья, грудной клетки и тазобедренного сустава на аппаратах «Пардус-150» и РУМ-20. В качестве показателя уровня лучевой нагрузки использовалась эффективная эквивалентная доза, характеризующая облучение всего тела. Полученные данные свидетельствовали о значительном (от 4 до 13 раз) снижении дозы облучения при проведении рентгенологических процедур на аппарате «Пардус-150» [6].

До введения в рентгенотехнику понятия квантовой эффективности как функции пространственных частот спектра изображения возможность получения качественных рентгеновских снимков при меньших экспозиционных дозах на микрофокусных аппаратах было трудно объяснить. Используя же зависимость квантовой эффективности от пространственных частот, этот феномен легко поддается количественной оценке. Ниже такая оценка дана для снимков костной структуры.

Наиболее общее определение квантовой эффективности η , которое характеризует чувствительность рентгеновского аппарата, выражается как частное от деления квадрата отношения сигнал/шум в визуализированном изображении $\Psi_{\text{вых}}$, на квадрат отношения сигнал/шум в рентгеновском изображении $\Psi_{\text{вх}}$:

$$\eta = \left(\frac{\Psi_{\text{вых}}}{\Psi_{\text{вх}}} \right)^2 \quad (2)$$

До недавнего времени квантовую эффективность (или связанный с ней функциональной зависимостью коэффициент шума $\eta=1/F^2$) рассчитывали и измеряли вблизи нулевой пространственной частоты, т.е. на крупных тест-объектах, когда контрастно-частотной характеристикой (КЧХ) аппарата можно пренебречь [7,8]. Такая оценка чувствительности аппарата является неполной, так как не учитывает уменьшение чувствительности на высоких пространственных частотах из-за подавления сигнала на этих частотах звеньями аппарата. Например, на рентгенограммах костных структур основную диагностическую информацию несут высокочастотные составляющие спектра изображения ($\nu > 1,5$ мм). В этом случае оценка квантовой эффективности только по передаче крупных деталей является некорректной.

Осознание этого факта заставило международные организации по стандартизации в области рентгенотехники и фирмы, разрабатывающие рентгеновскую аппаратуру, рассматривать квантовую эффективность как функцию пространственных частот [9,10]. Величину квантовой эффективности как функцию пространственной частоты можно представить в виде [11]:

$$\eta(\nu) = \eta_0 \frac{A^2(\nu)}{\mu_{\text{ш}}(\nu)} \quad (3)$$

где η_0 – квантовая эффективность, соответствующая низким пространственным частотам; $A(\nu)$ – контрастно-частотная характеристика аппарата, $\mu_{\text{ш}}(\nu)$ – спектральная плотность шумов, нормированная так, что на низких частотах $\mu_{\text{ш}}(0)=1$.

Используем соотношение (2) для оценки зависимости $\eta(\nu)$ от размера фокусного пятна рентгеновской трубки. Будем сравнивать $\eta(\nu)$ двух аппаратов, у которых фокусные

пятна рентгеновских трубок различные (например, $f_1 = 0,1$ мм, $f_2 = 1$ мм), а параметры всех других звеньев аппарата, имеющие отношение к квантовой эффективности, одинаковые.

Учитывая, что КЧХ звеньев аппарата перемножаются, на основании (2) вычислим отношение квантовых эффективностей аппаратов с различными фокусными пятнами:

$$C(v) = \frac{\eta_1(v)}{\eta_2(v)} = \frac{A_{f_1}^2(v)}{A_{f_2}^2(v)} \quad (4)$$

где $A_{f_1}(v)$ и $A_{f_2}(v)$ – КЧХ узлов формирования рентгеновского изображения. КЧХ других звеньев аппарата сократились.

КЧХ узла формирования рентгеновского изображения в случае нормального распределения интенсивности излучения по фокусу трубки равна [12]:

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

где $\pi = 3.14$, m – увеличение фокусного пятна трубки в плоскости приемника.

Подставив (4) в (3), получим:

$$C(v) = \exp\left[\frac{(\pi \cdot m)^2}{9} \cdot (f_2^2 - f_1^2) \cdot v^2\right] \quad (6)$$

Результаты расчетов отношения квантовых эффективностей двух аппаратов с $f_1 = 0,1$ мм и $f_2 = 1$ мм, выполненные по соотношению (6) для увеличения фокуса $m = 0,4$, приведены в таблице 1.

Таблица 1.

v , мм	0	0.5	1	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
$C(v)$	1.0	1.1	1.2	1.5	2.0	2.9	4.8	8.4	16.2

Полученные результаты позволяют сделать следующие выводы:

1. При одинаковой резкости снимков рентгеновские аппараты с микрофокусными трубками позволяют получать рентгеновские снимки органов, содержащих мелкие структуры, с меньшими дозами.

2. Выигрыш в дозе, когда диагноз ставится по высокочастотным компонентам спектра изображения, может составлять несколько раз.

3. При равных дозах в плоскости приемника микрофокусные аппараты обеспечивают более высокое качество изображения.

Литература.

1. *Иванов С.А., Потрахов Н.Н.* Портативные микрофокусные рентгеновские аппараты для медицинской диагностики. // Медицинская техника, № 6, 1998. С.6-8.
2. *Васильев А.Ю.* Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике. М.: ИПТК «Логос», 1998. 148 с.
3. *Петкевич Г.В., Потрахов Н.Н.* Микрофокусная рентгенография, возможности и перспективы. // Мир и медицина, №№ 1-2, 1998. С. 75-77.
4. *Потрахов Н.Н., Мухин В.М.* Способ дентальной рентгенографии. Патент РФ № 2194449 от 03.07.2000.
5. *Потрахов Н.Н., Мухин В.М.* Дентальная микрофокусная рентгенография. // Медицинская физика, № 11, 2001, С. 46-47.
6. *Иванов С.А., Потрахов Н.Н., Мазуров А.И.* Новые диагностические возможности микрофокусной рентгенографии. // Петербургский журнал электроники, № 2, 1998, С. 12-16.
7. Рентгеновские диагностические аппараты. В 2-х т. Под ред. Блинова Н.Н., Леонова Б.И. Т. 1. М.: ВНИИИМТ НПО «Экран», 2001. 220 с.
8. *Мазуров А.И.* Исследование влияния шумов на воспроизведение полутонов рентгенотелевизионными системами. Диссертация к.т.н. Л.: ЛЭТИ, 1972.
9. *Моргун О.Н., Немченко К.Э., Рогов Ю.В.* Квантовая эффективность детектирования как параметр качества устройства визуализации. // Медицинская техника, №5, 2003. С.19-21.
10. *Зеликман М.И.* Теория, исследования и результаты методов и аппаратно-программных средств медицинской цифровой рентгенографии. Диссертация д.т.н. М.: НПЦ медицинской радиологии, 2001.
11. *Абраменко А.Н. и др.* Телевизионная астрономия. М.: Наука, 1984.
12. *Блинов Н.Н., Жуков Е.М., Козловский Э.Б., Мазуров А.И.* Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений. М.: Энергоиздат, 1982. 200 с.

FEATURES OF THE MICROFOCUS RADIOGRAPHY IN MEDICAL DIAGNOSTICS

N.N. Potrakhov, A.I. Mazurov.

Summary:

Description of the features of images' capture with microfocus X-ray technologies in medical diagnostics. For example, the principal cause of the decrease of the radiation doses to patients with different bone structure