

# Эффективность микрофокусной рентгенографии

А. Ю. Васильев<sup>1</sup>, А. И. Мазуров<sup>2</sup>, Н. Н. Потрахов<sup>\*,3</sup>

<sup>1</sup> ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А. И. Евдокимова» Минздрава России, Москва

<sup>2</sup> НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

<sup>3</sup> ФГАОУВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)»

## The Effectiveness of Microfocus X-ray

A. Yu. Vasiliev<sup>1</sup>, A. I. Mazurov<sup>2</sup>, N. N. Potrakhov<sup>\*,3</sup>

<sup>1</sup> Moscow State Medical Dental University named A. I. Evdokimov, Moscow

<sup>2</sup> CJSC «Research and Production Company «Electron», Saint Petersburg

<sup>3</sup> Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI» (ETU), Saint Petersburg

### Реферат

Рассмотрены преимущества микрофокусной рентгеновской съемки с увеличением изображения по сравнению с контактной съемкой в тех областях рентгенографии, где мощность микрофокусного аппарата достаточна для просвечивания конкретных органов. Показано, что микрофокусные аппараты по основным параметрам и характеристикам (пространственной разрешающей способности, глубине резкости, подавлению рассеянного излучения, динамической нерезкости), обеспечивающим качество изображения, превосходят аппараты для контактной съемки.

**Ключевые слова:** микрофокусная рентгенография, разрешающая способность, глубина резкости, динамическая нерезкость, рассеянное излучение, псевдообъем, фазовый контраст.

### Abstract

The advantages of microfocus X-ray photography image magnification compared to shooting with contact in those regions of where the power microfocus apparatus sufficient to show-through concrete bodies. It is shown that microfocus devices for main parameters and characteristics (spatial resolution, depth of focus, suppression of scattered radiation, dynamic modes) that provides image quality superior to devices for pin shooting.

**Key words:** Microfocus Radiography, Resolution, Depth of Field, Dynamic Unsharpness, Scattered Radiation, Pseudonum, Phase Contrast.

\* **Потрахов Николай Николаевич**, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой электронных приборов и устройств, СПбГЭТУ, ФГАОУВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)».

Адрес: 197376, г. Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, д. 5.

Тел.: +7 (812) 234-21-59. Электронная почта: kzhamova@gmail.com

**Potrakhov Nikolay Nikolaevich**, Ph. D in Engineering, Professor, Head of Chair Department of Electron Devices and Systems, Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI» (ETU).

Address: 5, ul. Professora Popova, Saint Petersburg, 197376, Russia.

Phone number: +7 (812) 234-21-59. E-mail: kzhamova@gmail.com

## Актуальность

В работах [1–4] убедительно доказана высокая эффективность методики рентгенографии с прямым многократным увеличением при исследованиях опорно-двигательного аппарата, в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, маммографии и др. Однако эта методика еще не нашла широкого применения в практической деятельности лечебных учреждений, и в настоящее время основной методикой исследования по-прежнему остается контактная рентгенография.

В радиологическом обществе укоренились заблуждения, что при съемке с прямым увеличением нерезкость изображения увеличивается, а мощности микрофокусных аппаратов недостаточно для получения высококачественных снимков даже в вышеуказанных областях рентгенологии.

**Цель:** показать, что микрофокусный снимок, выполненный с увеличением (даже незначительным) изображения, несет существенно больше информации о внутреннем состоянии просвечиваемого объекта (органа), чем контактный снимок, выполненный по методике стандартной рентгенографии на классических аппаратах с фокусным пятном рентгеновской трубки  $f \geq 1$  мм.

## Материалы и методы

В конце прошлого века микрофокусная рентгенография — съемка с увеличением изображения объекта просвечивания стала самостоятельным методом исследования [1]. Она проводится с помощью рентгеновских трубок, размер фокусного пятна которых составляет несколько десятков микрометров, и поэтому занимает промежуточное место между рентгеновской микроскопией и традиционной для современной медицинской

диагностики контактной съемкой. Как известно, в рентгеновской микроскопии используются рентгеновские трубки с характерным размером фокусного пятна от нескольких микрометров и менее [2], а при контактной съемке — от нескольких десятых долей миллиметра и более.

Метод микрофокусной съемки содержит в себе большие потенциальные возможности, так как резкие увеличенные рентгеновские изображения всего объекта съемки или его отдельных участков включают больше информации о его внутреннем состоянии, чем контактный снимок. Эти возможности микрофокусной рентгенографии еще до конца не осознаны рентгенологическим сообществом. Причина состоит в том, что неоднократные в прошлом попытки использовать съемку с увеличением изображения при доступных в то время размерах фокусных пятен  $f \geq 1$  мм приводили к отрицательным результатам. Был сделан вывод: для получения резкого рентгеновского снимка объект съемки необходимо располагать как можно ближе к приемнику изображения (детектору) [6].

В современной литературе [3] приводится соотношение для суммарной нерезкости изображения неподвижного объекта съемки

$$H_{\Sigma} = \sqrt{H_g^2 + H_d^2}, \quad (1)$$

где  $H_g$  — геометрическая нерезкость;  $H_d$  — нерезкость детектора.

При этом не учитывается, что соотношение (1) справедливо только для контактной съемки, при которой коэффициент увеличения изображения  $m$  просвечиваемого объекта стремится

к единице ( $m \rightarrow 1$ ). Из выражения (1) следует, что суммарная нерезкость изображения не может быть меньше нерезкости детектора. Однако такой вывод следует считать ошибочным.

Учет коэффициента увеличения изображения объекта  $m$  и размера фокусного пятна  $f$  приводит к следующему соотношению [7]:

$$H_{\Sigma} = \frac{H_d}{m} \sqrt{1 + (m-1)^2 \left(\frac{f}{H_g}\right)^2}, \quad (2)$$

Из выражения (2) видно, что при  $f \rightarrow 0$  суммарная нерезкость  $H_{\Sigma}$  изображения будет стремиться к  $H_d/m$ .

Другие параметры микрофокусных рентгеновских снимков также отличаются от снимков, выполненных при фокусных пятнах  $f \geq 1$  мм контактным способом.

В дальнейшем сравнительном анализе параметров микрофокусной съемки с увеличением изображения и традиционной рентгенографии способом контактной съемки разрешающая способность детектора  $R$  принята равной  $3,5 \text{ мм}^{-1}$ , что является типовым значением в современных цифровых рентгеновских аппаратах.

### Результаты и их обсуждение Пространственная разрешающая способность

Суммарная пространственная разрешающая способность  $R_{\Sigma}$  рентгеновского аппарата оценивается по соотношению [6]

$$R_{\Sigma} = R \frac{m}{\sqrt{1 + (m-1)^2 (fR)^2 + (mVtR)^2}}, \quad (3)$$

где  $V$  — скорость движения просвечиваемого органа;  $t$  — время экспозиции.

Если орган неподвижен, то

$$R_{\Sigma} = R \frac{m}{\sqrt{1 + (m-1)^2 (fR)^2}}. \quad (4)$$

Взяв производную от соотношения (4) по  $m$  и приравняв ее к нулю, получим значение коэффициента оптимального увеличения  $m_0$ , при котором аппарат имеет максимальное разрешение

$$m_0 = \frac{(fR)^2 + 1}{(fR)^2}. \quad (5)$$

Подставив соотношение (5) в (4), получим

$$R_{\Sigma} = R \sqrt{m_0},$$

или, используя соотношение (5),

$$R_{\Sigma} = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{f}\right)^2}. \quad (6)$$

Оптимальное значение коэффициента увеличения изображения исследуемого органа  $m_0$  и соответствующее максимальное значение суммарной разрешающей способности  $R_{\Sigma}$  рентгеновского аппарата как функция от размеров фокусного пятна при разрешающей способности детектора  $R = 3,5 \text{ мм}^{-1}$  представлены в таблице.

Анализ данных таблицы позволяет сделать выводы:

- величина разрешающей способности современных детекторов  $R = 3,5 \text{ мм}^{-1}$  оптимизирована для контактной съемки на аппаратах с фокусными пятнами рентгеновских трубок  $f \geq 1$  мм;
- при уменьшении фокусного пятна до  $0,3$  мм и ниже на аппаратах с таким разрешением детектора ( $R = 3,5 \text{ мм}^{-1}$ ) целесообразно делать

**Зависимость оптимального коэффициента увеличения  $m_0$  и суммарной разрешающей способности  $R_\Sigma$  от фокусного расстояния  $f$**

Наименование	1	2	3	4	5	6
$f$ , мм	0,05	0,1	0,2	0,3	0,6	1,2
$m_{\text{opt}}$	33,7	9,2	3,8	1,9	1,2	1,06
$R_\Sigma$	20,3	10,6	6,1	4,8	3,9	3,58

снимки с увеличением изображения не менее 2 раз;

- для микрофокусной съемки ( $f \leq 0,1$  мм) разрешения детектора  $R = 3,5 \text{ мм}^{-1}$  недостаточно. Возможность получения в этом случае оптимального увеличения изображения и соответственно повышенной суммарной разрешающей способности  $R_\Sigma$  аппарата ограничивается размером рабочего поля детектора. Поэтому достичь максимальной разрешающей способности при съемке микрофокусными аппаратами можно, используя детекторы с более высоким разрешением. Например, в маммографах при  $R = 10 \text{ мм}^{-1}$  и  $f = 0,1$  мм оптимальное увеличение составит  $m_0 = 2$ . Это согласуется с размерами рабочих полей маммографов:  $180 \times 240$  и  $240 \times 300$  мм.
- так как на детекторах, имеющих разрешение  $R = 3,5 \text{ мм}^{-1}$ , при съемке микрофокусными аппаратами реализовать оптимальное увеличение и, следовательно, максимальное разрешение невозможно, то съемку проводят при  $m < m_0$ . Однако и в этом случае суммарное разрешение микрофокусного аппарата  $R_\Sigma$  по всей толщине просвечиваемого органа превышает указанное разрешение детектора.

**Глубина резкости**

Рентгеновский аппарат обеспечивает достаточную глубину резкости при съемке, если разрешение мелких деталей сохраняется по всей толщине просвечиваемого органа. Поэтому глубиной резкости будем считать диапазон коэффициентов увеличений изображения  $m$  от 1 до  $m_{\text{max}}$ , при котором суммарное разрешение аппарата  $R_\Sigma$  не опускается ниже разрешения детектора  $R$ .

Если принять, что  $R_\Sigma = R$ , то в соответствии с выражением (4) максимальное значение коэффициента увеличения  $m$  будет равно

$$m_{\text{max}} = \frac{(fR)^2 + 1}{(fR)^2 - 1}. \quad (7)$$

Из соотношения (7) видно, что при условии  $fR \leq 1$  глубина резкости не ограничивается, т. е. при  $R = 3,5 \text{ мм}^{-1}$  и  $f \leq 0,1$  мм суммарная разрешающая способность аппарата не опускается ниже разрешения детектора. Для аппаратов с  $f = 1,2$  мм глубина резкости ограничена значением  $m_{\text{max}} = 1,12$ . При больших фокусных пятнах глубина резкости еще меньше. Для сохранения разрешения по всей глубине просвечиваемого органа в аппарате для контактной съемки с  $f \geq 1$  мм приходится увеличивать фокусное расстояние  $F$ . Обычно  $F$  выбира-

ется из ряда значений: 100, 150, 180 см. Для микрофокусных аппаратов  $F$  можно уменьшить до любой разумной величины с сохранением глубины резкости. В этом случае выбор  $F$  определяется исходя из других факторов: допустимых геометрических искажений, мощности трубки, требуемого увеличения изображения и т. д.

### Подавление рассеянного излучения

При съемке с увеличением «воздушная подушка» между детектором и органом снижает интенсивность рассеянного излучения, которое является одним из основных факторов, ограничивающих обнаружение патологий.

Для подавления рассеянного излучения в аппаратах для контактной съемки между объектом и детектором устанавливается свинцовый растр, что увеличивает дозу на пациента от 2 до 8 раз. Избирательность растра определяется отношением величин его прозрачности для первичного и рассеянного излучений. В зависимости от типа растра избирательность изменяется от 2 до 9 раз. Того же эффекта можно добиться при микрофокусной съемке, изменяя коэффициент увеличения изображения от 2 до 7 раз [9]. При этом фильтрация рассеянного излучения воздушным промежутком свободна от всех недостатков фильтрации свинцовым растром: поглощения в растре «полезного» излучения, муара от структуры растра, зависимости от фокусного расстояния, необходимости «ювелирной» установки растра.

### Снижение динамической нерезкости

В связи с тем что мощность микрофокусных рентгеновских трубок ограничена, время экспозиции при микрофо-

кусной съемке необходимо выбирать максимально возможным.

При оценке допустимого времени экспозиции принято условие: движение объекта ухудшает суммарное разрешение аппарата не более, чем геометрическая нерезкость. В этом случае необходимое время экспозиции  $t$  можно определить, приравняв друг к другу подкоренные члены знаменателя в выражении (3)

$$t = \frac{m-1}{m} \frac{f}{V}. \quad (8)$$

Из выражения (8) видно, что чем больше коэффициент увеличения изображения  $m$ , тем время экспозиции  $t$  может быть длительнее. Например, при  $m = 5$  время экспозиции по сравнению с контактной съемкой ( $m \approx 1$ ) может быть увеличено приблизительно в 9 раз при сохранении допустимой величины динамической нерезкости. Для одинаковых  $t$  динамическая нерезкость при съемке с увеличением изображения по сравнению с контактной съемкой будет существенно меньше. К сожалению, в настоящее время возможность использования коротких выдержек ограничивается мощностью излучателей на основе микрофокусных рентгеновских трубок.

### Скиалогия микрофокусных изображений

Скиалогия рентгеновских микрофокусных снимков резко отличается от контактных снимков, полученных на классических аппаратах. Как было отмечено выше, если на контактных снимках разрешение деталей исследуемого органа, расположенных дальше от детектора, падает, то в микрофокусных снимках, наоборот, возрастает. Использование

меньших фокусных расстояний ведет к тому, что участие в образовании контура теней рентгеновского изображения принимают другие точки морфологических структур. На снимках формируются непривычно большие масштабные искажения размеров и формы трехмерных деталей. Однако многовариантность скиалогического отображения «нормы» и «патологии» также имеет место и на контактных рентгеновских снимках. В обоих случаях расшифровка изображения зависит от квалификации рентгенолога.

Следует отметить, что на микрофокусных снимках некоторых органов проявляются эффекты псевдообъемного изображения и фазового контраста, что в ряде случаев положительно влияет на обнаружение патологий.

## Выводы

Полученные результаты оценки детальности и глубины резкости, интенсивности рассеянного излучения, динамической нерезкости, а также скиалогии микрофокусных рентгенограмм позволяют утверждать, что вероятность обнаружения патологических изменений органов на микрофокусных снимках существенно выше, чем на контактных снимках, полученных на аппаратах с фокусными пятнами рентгеновских трубок размером более 1 мм.

Уже сейчас область применения микрофокусных аппаратов включает исследование опорно-двигательного аппарата, стоматологию и челюстно-лицевую хирургию, маммографию, ветеринарию. При этом области применения микрофокусной рентгенографии в медицине

еще до конца не исследованы, однако можно утверждать, что по мере увеличения мощности рентгеновских трубок  $f \leq 0,1$  мм и чувствительности приемников рентгеновского изображения они будут расширяться.

## Список литературы

1. Васильев А. Ю., Петровская В. В., Перова Н. Г. Малодозовая микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии // Радиология — практика. 2011. № 6. С. 26–33.
2. Васильев А. Ю., Серова Н. С., Петровская В. В., Перова Н. Г., Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю. Руководство по интраоперационной микрофокусной рентгенографии. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. 80 с.
3. Мазуров А. И., Потрахов Н. Н. Влияние рассеянного рентгеновского излучения на качество изображения и методы его подавления // Биотехносфера. 2012. № 3–4. С. 10–14.

## References

1. Vasil'ev A. Yu., Petrovskaja V. V., Perova N. G. A low-dose digital microfocus radiography in dentistry and maxillofacial surgery. Radiologija — praktika. 2011. No. 6. P. 26–33 (in Russian).
2. Vasil'ev A. Yu., Serova N. S., Petrovskaja V. V., Perova N. G., Potrahov N. N., Grjaznov A. Ju. Guide intraoperative microfocus radiography. Moscow: GIEOTAR-Media, 2011. 80 p. (in Russian).
3. Mazurov A. I., Potrahov N. N. The influence of scattered radiation on image quality and methods of its suppression. Biotechnosfera. 2012. No. 3–4. P. 10–14 (in Russian).

## Сведения об авторах

**Васильев Александр Юрьевич**, доктор медицинских наук, член-корреспондент РАН, профессор, профессор кафедры лучевой диагностики ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.Н. Евдокимова» Минздрава России.

Адрес: 127206, г. Москва, ул. Вучетича, д. 9а.  
Тел.: +7 (495) 611-01-77. Электронная почта: auv62@mail.ru

**Vasil'ev Aleksandr Yur'evich**, M. D. Med., Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Professor, Department of Radiology Moscow State Medical University of Medicine and Dentistry named after A. I. Evdokimov, Ministry of Healthcare of Russia.

Address: 9a, ul. Vucheticha, Moscow, 127206, Russia.  
Phone number: +7 (495) 611-01-77. E-mail: auv62@mail.ru

**Мазуров Анатолий Иванович**, кандидат технических работ, заместитель генерального директора по науке, ЗАО «Научно-исследовательская производственная компания «Электрон» (НИПК «Электрон»).

Адрес: 198188, г. Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, квартал 2, д. 4 Б.  
Тел.: +7 (812) 325-02-02. Электронная почта: mazurov@electronxray.com.

**Mazurov, Anatoly Ivanovich**, Ph. D. of technical operations, Deputy of Director General for science, CJSC "Research and Production Company «Electron» (Elektron).

Address: Volhonskoe shosse, kvartal 2, 4 B, Saint Petersburg, 198188, Russia.  
Phone: +7 (812) 325-02-02. E-mail: mazurov@electronxray.com

**Потрахов Николай Николаевич**, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой электронных приборов и устройств, СПбГЭТУ, ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)».

Адрес: 197376, г. Санкт-Петербург, улица Профессора Попова, дом 5,  
Тел.: +7 (812)234-21-59. Электронная почта: kzhamova@gmail.com.

**Potrakhov Nikolay Nikolaevich**, Ph.D in Engineering, Professor, Head of Chair of Department of Electron Devices and Systems of Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI» (ETU).

Address: ul. Professora Popova, 5, Saint Petersburg, 197376, Russia.  
Phone number: +7 (812) 234-21-59. E-mail: kzhamova@gmail.com

### Финансирование исследования и конфликт интересов.

*Исследование не финансировалось какими-либо источниками. Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.*