

## Влияние размеров фокусного пятна рентгеновской трубки на разрешающую способность радиовизиографа

### Аннотация

Приведены результаты экспериментальной оценки зависимости действительной разрешающей способности радиовизиографа от размеров фокусного пятна рентгеновской трубки.

### Введение

Непосредственным поводом для опубликования данной статьи стало появление в зарубежной печати свидетельств о том, что размер фокусного пятна рентгеновской трубки влияет на качество получаемых радиовизиографами рентгеновских изображений [1], [2]. Например, в работе [2] указано, что уменьшение размеров фокусного пятна от  $0,8 \times 0,8$  до  $0,4 \times 0,4$  мм позволяет существенно увеличить «четкость» (резкость) дентальных снимков.

Следует отметить, что в отечественной медицине вопросы, связанные с повышением качества и информативности рентгеновских изображений при уменьшении размеров фокусного пятна источника излучения, уже подробно изучены [3]. Качественно и количественно оценены эффекты увеличения глубины резкости, повышения контраста и просвечивающей способности, а также снижения экспозиционной дозы и потребляемой мощности при использовании для дентальной съемки рентгеновских трубок с диаметром фокусного пятна менее 0,1 мм [4].

Однако по предложению и при непосредственном участии руководителя одного из ведущих российских поставщиков рентгеновского оборудования для стоматологии были проведены специальные исследования.

### Материалы

Традиционно рентгенография объектов исследования выполняется контактным способом съемки стандартной рентгенографии [5]. При съемке контактным способом используется источник излучения с протяженным фокусным пятном  $d$  (диаметром около 1 мм). Объект съемки располагается на достаточно большом расстоянии  $f$  от источника излучения и вплотную – «в контакте» – к приемнику излучения. Размер фокусного пятна  $d$ , а также расстояние  $f$  между источником излучения и объектом существенно влияют на качество (нерезкость –  $H_f$ ) изображения. Величина расстояния  $f$  выбирается, исходя из требований к величине нерезкости получаемых снимков, с учетом конкретных размеров фокусного пятна рентгеновской трубки  $d_1$  и толщины объекта. Даже незначительное удаление приемника излучения от объекта съемки на расстояние  $\Delta f$  приводит к ухудшению качества снимка вследствие увеличения нерезкости  $H_f$ .

В общем случае отношение расстояний  $(f + \Delta f)$  определяет коэффициент увеличения изображения объекта  $m$  по сравнению с его истинными геометрическими размерами:

$$m = \frac{f + \Delta f}{f}.$$

При заданных фокусном пятне рентгеновской трубки  $d$  и разрешающей способности приемника  $R_n$  макси-

мальная разрешающая способность рентгенографической системы может быть определена из выражения [6]:

$$R_{\text{макс}} = \sqrt{R_n^2 + \left(\frac{1}{d}\right)^2}.$$

Расчеты по этому соотношению показывают, что максимальное значение разрешающей способности рентгенографической системы в зависимости от размеров фокусного пятна рентгеновской трубки при характерном для современных дентальных приемников разрешении  $R_n = 20$  пар лин./мм составляет величины, приведенные в табл. 1.

Таблица 1

Расчет разрешающей способности радиовизиографа

$d$ , мм	0,7	0,5	0,3	0,2	0,1	0,05
$R_{\text{макс}}$ пар лин./мм	20,0	20,1	20,3	20,6	22,4	28,3

Таким образом, на фокусном пятне  $d$  диаметром 0,1 мм и цифровом приемнике с  $R_n = 20$  пар лин./мм можно получить на 10 % большую разрешающую способность рентгенографической системы (радиовизиографа) по сравнению с контактной съемкой на фокусном пятне  $d = 0,7$  мм. На фокусном пятне  $d = 0,05$  мм разрешающая способность рентгенографической системы увеличится в 1,4 раза.

### Методы

В лабораторных условиях выполнялись контактная съемка МИРы и прицельная дентальная съемка участка скелетированной нижней челюсти с фантомом мягких тканей. Схема съемки представлена на рис. 1. В качестве источника рентгеновского излучения 1 использовались: рентгеновский аппарат «ERAGON-X HF» (Италия) с размером фокусного пятна  $0,7 \times 0,7$  мм и рентгеновский аппарат семейства «ПАРДУС» (Россия) с регулируемым диаметром фокусного пятна в диапазоне 0,05...0,5 мм.

Для визуализации рентгеновских изображений объекта съемки 4 использовались приемники «SOPIX-2» (Италия) и «РЕНТГЕНОВИДЕОГРАФ» (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», Россия) на основе рентгеночувствительной ПЗС-матрицы 3 с размером пиксела  $20 \times 20$  мкм.

В ходе исследований было получено несколько серий снимков путем последовательного перебора параметров съемки: диаметра фокусного пятна  $d$ , расстояния  $f$  «источник излучения – объект съемки», расстояния  $\Delta f$  «объект съемки – приемник изображения». Оценка резкости снимков и соответственно разрешающей способности радиовизиографа производилась с помощью клинообразной МИРы 2. Максимальная частота штрихов МИРы – 30 пар лин./мм.

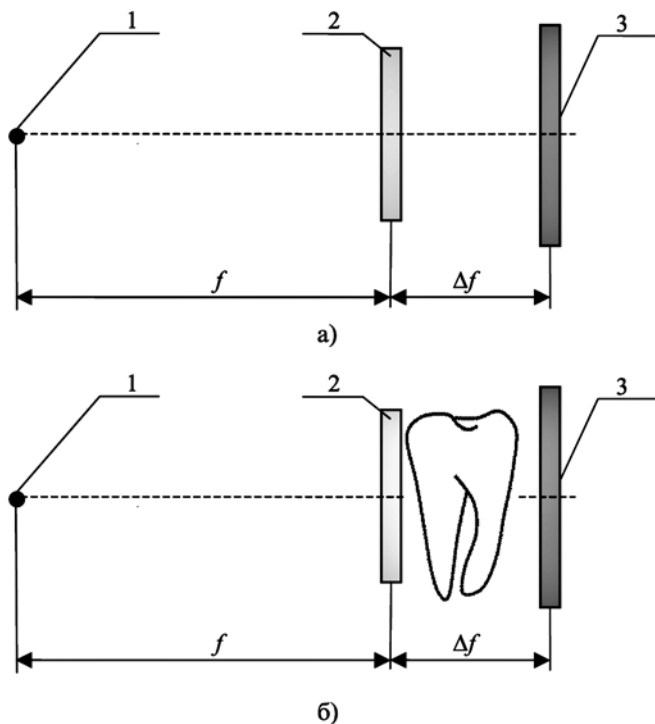


Рис. 1. Схема съемки МИРЫ (а) и участка челюсти (б):  
1 – фокусное пятно; 2 – МИРы; 3 – приемник изображения;  
4 – объект съемки

## Результаты

Результаты визуальной оценки числа различных штрихов МИРЫ на снимках каждой серии приведены в табл. 2.

Таблица 2  
Результаты визуальной оценки разрешающей способности радиовизиографа

d, мм	Разрешающая способность радиовизиографа, пар лин./мм				
	Снимок МИРЫ			Снимок участка челюсти	
	f = 200 мм, Δf = 0	f = 200 мм, Δf = 10	f = 50 мм, Δf = 10	f = 200 мм, Δf = 10	f = 50 мм, Δf = 10
0,7	18	16	14	12	13
0,4	18	17	17	12	13
0,1	19	18	18	17	17

В качестве примера на рис. 2 и 3 представлены прицельные снимки участка челюсти, полученные на приемник изображения «SOPIX-2» аппаратом с фокусным пятном Ø0,2 мм («ПАРДУС») при кожно-фокусном расстоянии (КФР) 200 и 50 мм, а также аппаратом с фокусным пятном 0,7 × 0,7 мм («ERGON-X HF») при КФР 200 мм.

Визуальный анализ прицельных снимков участка челюсти показал, что:

- с уменьшением определяющего размера фокусного пятна рентгеновской трубки от 0,5 до 0,2 мм на КФР 200 мм разрешающая способность радиовизиографа увеличивается от 14 до 18 пар лин./мм (рис. 2). Сказывается положительное влияние уменьшения размеров фокусного пятна на резкость изображения. Дальнейшее уменьшение размеров фокусного пятна при данном КФР нецелесообразно вследствие ограничений,

накладываемых разрешающей способностью приемника;

- с уменьшением КФР от 200 до 50 мм при определяющем размере фокусного пятна 0,2 мм разрешающая способность радиовизиографа уменьшается от 18 до 17 пар лин./мм (рис. 3). Сказывается отрицательное влияние на резкость изображения уменьшения КФР при съемке.

В табл. 3 приведены усредненные физико-технические условия съемки двумя рентгеновскими аппаратами с разными размерами фокусного пятна, обеспечивающие сравнимый контраст снимков участка челюстно-лицевого отдела на один и тот же приемник изображения («РЕНТГЕНОВИДЕОГРАФ»).

Таблица 3

Физико-технические условия дентальной съемки портативными аппаратами

Условия съемки	ПАРДУС-Р	ERGON-X HF
Напряжение, кВ	65	65
Ток, мА	0,15	7
Размер фокусного пятна, мм	Ø0,2	0,5x0,5
Мощность на мишени во время снимка, Вт	10	450
Время экспозиции, с	0,15	0,06
Экспозиция снимка, мАс	0,02	0,42
Кожно-фокусное расстояние, мм	50	200

## Обсуждение

Увеличение разрешающей способности цифрового приемника рентгеновского изображения за счет уменьшения размеров пиксела – возможный путь увеличения разрешающей способности рентгенографической системы в целом при контактной «длиннофокусной» дентальной съемке. Однако с уменьшением размеров пиксела в  $k$  раз теоретически, в  $k^2$  раз, уменьшается и его площадь, а соответственно уменьшается дозовая чувствительность приемника изображения.

Для компенсации потери чувствительности приемника изображения с целью сохранения информативности получаемых рентгеновских снимков необходимо увеличивать экспозиционную дозу источника излучения, увеличивая тем самым радиационную нагрузку на пациента и медперсонал. Поэтому в ряде областей медицины, в первую очередь в стоматологии, для увеличения разрешающей способности рентгенографической системы целесообразно уменьшать размер фокусного пятна и КФР. Указанные меры позволяют выполнять микрофокусную съемку с увеличением изображения объекта. Такой способ съемки обеспечивает:

- во-первых, уменьшение экспозиционной дозы в  $n^2$  раз при уменьшении фокусного расстояния в  $n$  раз;
- во-вторых, увеличение разрешающей способности рентгенографической системы в  $\sqrt{m}$  раз при увеличении изображения в  $m$  раз [6], [7].

Сравнение экспериментальных данных табл. 3 показывает, что при одинаковом напряжении ток рентгеновского аппарата с фокусным пятном Ø0,2 мм почти в 50 раз меньше, а экспозиция одного прицельного снимка в 20 раз меньше, чем эти же параметры для аппарата с фокусным пятном 0,7 × 0,7 мм.

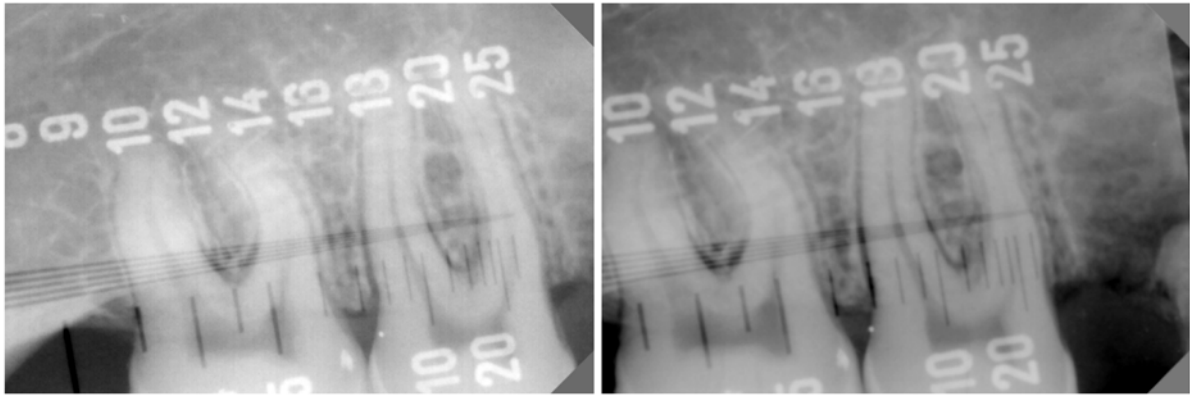


Рис. 2. Прицельные снимки участка челюсти аппаратом с определяющим размером фокусного пятна 0,7 мм (а) и 0,2 мм (б)

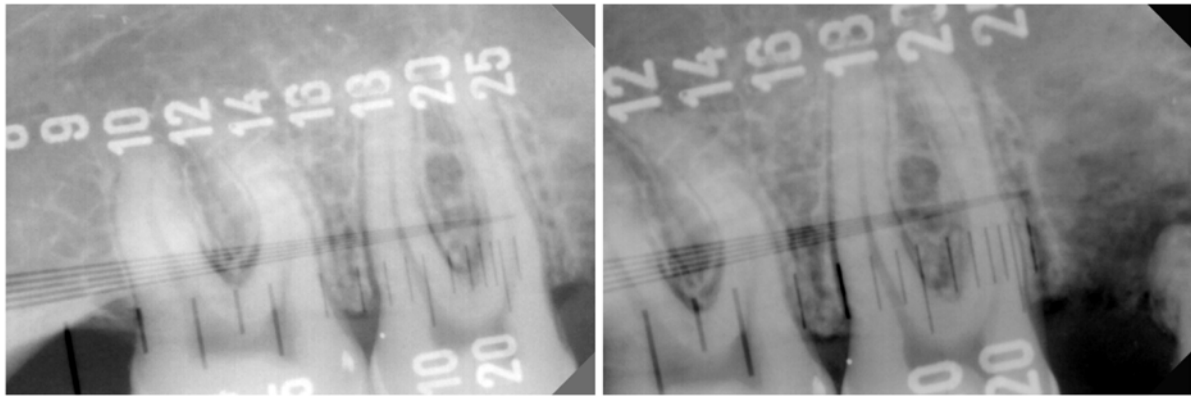


Рис. 3. Прицельные снимки участка челюсти аппаратом с определяющим размером фокусного пятна 0,2 мм при КФР 200 мм (а) и 50 мм (б)

## Заключение

Методика микрофокусной съемки в настоящее время является наиболее перспективной методикой рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, поскольку позволяет принципиально снизить радиационную нагрузку на пациента и медперсонал, повысить качество и информативность дентальных снимков, уменьшить потребляемую рентгеновским аппаратом мощность.

### Список литературы:

1. *Hellstern F., Geibel M.-A.* Quality Assurance in Digital Dental Radiography – Justification and Dose Reduction in Dental and Maxillofacial Radiology // *International Journal of Computerized Dentistry*. 2012. Vol. 15. PP. 35-44.
2. Ultimate portable X-ray system / Проспект фирмы «Posdion» (Южная Корея). 2012.
3. *Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю.* Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике. – СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012. 121 с.
4. *Потрахов Н.Н.* Микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – СПб.: ООО «Техномедиа», 2007. 184 с.
5. Основы рентгенодиагностической техники. Уч. пособие. / Под ред. Н.Н. Блинова. – М.: Медицина, 2002. 392 с.
6. *Мазуров А.И., Потрахов Н.Н.* Возможности и ограничения микрофокусной рентгенографии в медицине // *Биотехносфера*. 2010. № 4. С. 20-23.
7. *Юлдашев З.М.* Обработка медицинских малококонтрастных изображений // *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2013. № 1. С. 39-41.

*Николай Николаевич Блинов,  
д-р техн. наук, профессор,  
генеральный директор,  
ЗАО «Амико»,*

*Александр Юрьевич Васильев,  
д-р техн. наук, профессор,  
заведующий кафедрой лучевой диагностики,  
Московский государственный  
медико-стоматологический университет,  
г. Москва,*

*Артем Юрьевич Грязнов,  
д-р техн. наук, профессор,  
Карина Константиновна Жамова,  
аспирант,*

*Виктор Борисович Бессонов,  
ассистент,  
Евгений Николаевич Потрахов,  
аспирант,*

*Николай Николаевич Потрахов,  
д-р техн. наук, профессор,  
зав. кафедрой,  
кафедра электронных приборов и устройств,  
СПбГЭТУ «ЛЭТИ»,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: nblinov@amico.ru*