4. Окс Е. М. Источники электронов с плазменным катодом: физика, техника, применения. Томск: Изд-во НТЛ, 2005.

5. Плазменные эмиссионные системы с ненакаливаемыми катодами для ионно-плазменных технологий / В. Т. Барченко, Л. И. Вересов, О. И. Гребнев и др. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012.

6. Голант В. Е., Жилинский А. П., Сахаров И. Е. Основы физики плазмы. М.: Атомиздат, 1977.

7. Термоэмиссионные преобразователи и низкотемпературная плазма / Ф. Г. Бакшт, Г. А. Дюжев, А. М. Марциновский и др. М.: Наука, 1973.

8. Болдасов В. С., Кузьмичёв А. И. Физические процессы в несамостоятельном высоковольтном разряде низкого давления // Изв. вузов. Радиофизика. 1989. Т. 32, № 7. С. 871–879.

9. Арифов У. А. Взаимодействие атомных частиц с поверхностью твердого тела. М.: Наука, 1968.

10. Аглинцев К. К. Дозиметрия ионизирующих излучений. М.: Гостехтеоретиздат, 1957.

V. T. Barchenko, D. K. Kostrin, A. I. Kuzmichev
Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

RESEARCH OF CHARACTERISTICS OF THE PLASMA CATHODE BOUNDED BY A CONDUCTIVE WALL

Characteristics of the plasma cathode by means of the mathematical model considering recombination of the charged particles on walls, secondary ion-impact emission of walls and plasma, ionization processes near the emitting cathode surface, directly in the emissive channel of rather big expansion are considered. The range of pressure, in the lower part characteristic for sources of electrons and in the upper part – for the gas-discharge switching instruments like thyratrons and pseudo-spark dischargers is considered. Conditions of origin of electrical breakdown of the accelerating (anode) interval and origin of independent discharge in the most emissive channel are analyzed.

Plasma cathode, mathematical model, emission characteristics, breakthrough, discharge

УДК 621.386.2

Н. Н. Потрахов, А. Ю. Грязнов, В. Б. Бессонов, К. К. Жамова, А. В. Ободовский
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Ю. А. Васильев
Московский государственный медико-стоматологический университет

Физико-технические основы современной микрофокусной рентгенодиагностики

Посвящена современному состоянию медицинской рентгенодиагностики, ее возможностям и перспективам развития. Рассматриваются основные особенности реализации микрофокусного способа получения рентгенодиагностических снимков, эффекты, позволяющие повысить диагностическую ценность проводимых исследований, а также приводятся рекомендации по использованию описываемого способа съемки при различных условиях эксплуатации рентгенодиагностической аппаратуры.

Микрофокусная рентгенография, рентгенодиагностика, псевдообъемное изображение, эффект воздушной подушки, геометрическое увеличение изображения

С самого начала разработки методик рентгенодиагностических исследований [1] был предложен ряд способов для получения рентгеновских снимков, основными из которых являются контактный способ получения изображений и способ с прямым геометрическим увеличением

изображения. Возможность получения резких увеличенных изображений различных органов, являющаяся важнейшей отличительной особенностью второго способа, и явилась той отправной точкой, с которой началось развитие микрофокусной рентгенодиагностики в нашей стране [2], [3].

При съемке контактным способом используется источник излучения с протяженным фокусным пятном, поэтому с целью обеспечения необходимой резкости теневого рентгеновского изображения объект съемки необходимо располагать в непосредственной близости к приемнику излучения – «в контакте» и на достаточном удалении от источника излучения. При съемке с прямым геометрическим увеличением изображения используется источник излучения с так называемым точечным фокусным пятном. Конечный размер фокусного пятна определяется значением коэффициента увеличения и нерезкостью изображения, которая должна быть меньше размеров минимальной характерной детали изображения. Для медицинской диагностики в травматологии, ортопедии, стоматологии, челюстно-лицевой хирургии и других областях при анализе костной структуры коэффициент увеличения изображения не превышает 5–7 раз. Следовательно, с учетом характерных размеров минимальных деталей костной структуры (0.2…0.3 мм [4]) размер фокусного пятна должен составлять не более 100 мкм.

В соответствии с действующими стандартами рентгеновская трубка с размером фокусного пятна менее 100 мкм относится к классу микрофокусных трубок. Поэтому в современной медицинской рентгенодиагностике принято более полное определение способа съемки с увеличением изображения – микрофокусная медицинская рентгенография [5].

Основная особенность подобной схемы диагностики (рис. 1) заключается в том, что объект съемки *2* располагается на определенном расстоянии как от источника излучения *1*, так и от приемника изображения *3*. Соотношение расстояний f_1 и f_2 определяет коэффициент увеличения изображения $K = (f_1 + f_2)/f_1$. Вследствие указанных соотношений размеров фокусного пятна и минимальной характерной детали изображения нерезкость изображения детали объекта не превышает допустимых значений во всем диапазоне расстояний «объект–приемник излучения».

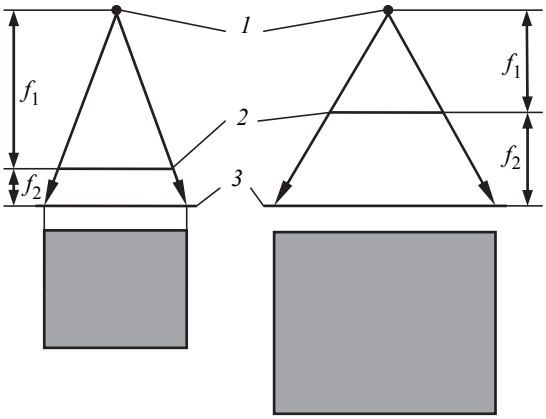


Рис. 1

Анализ микрофокусных рентгеновских снимков позволяет сформулировать некоторые основные преимущества микрофокусной рентгенографии в медицине:

– во-первых, микрофокусные снимки с увеличением изображения гораздо лучше передают мелкие детали строения (в данном случае структуру костной ткани), чем традиционные контактные снимки. При этом микрофокусный источник излучения, пользуясь фотографическими определениями, обеспечивает большую глубину резкости при просвечивании. Практически в любом положении объекта съемки на оси между источником и приемником излучения резкость изображения будет высокой, а это, в частности, позволяет с успехом использовать способы микрофокусной рентгенографии для просвечивания объектов, положение которых в процессе съемки меняется;

– во-вторых, при использовании микрофокусных источников излучения для просвечивания объектов с мелкими деталями (например, костной ткани с ее сложной структурой) наблюдается значительное повышение контрастности изображения в области высоких пространственных частот, что приводит к получению нового уровня информативности рентгеновских снимков, принципиально недостижимого для контактной рентгенографии;

– в-третьих, благодаря тому, что при съемке с увеличением принципиально выдерживается определенное расстояние между объектом и приемником излучения, на последний падает существенно меньшее количество рассеянного излучения и, соответственно, уменьшается «вуалирование» снимка и повышается его контраст. В отечественной рентгенодиагностической практике это явление получило название «эффект воздушной подушки» и с успехом используется для повышения информативности снимков.

Основным требованием для получения резких изображений просвечиваемых объектов в рентгенографии является выбор таких условий съемки, при которых геометрическая составляющая нерезкости $H_г$ сводится к минимуму [6]. На практике можно считать, что геометрическая нерезкость не должна превышать размеров минимальной характерной детали объекта просвечивания (d_{min}):

$$H_г \le d_{min}.$$

В медицинской диагностике в качестве такой детали может рассматриваться, например, отдельная костная балка – трабекула. Если принять, что средняя толщина трабекулы составляет 0.1 мм, то условие получения резкого изображения при съемке костной структуры может быть записано в следующем виде:

$$H_г \le 0.1 \text{ мм}.$$

Геометрическая нерезкость так называемого скрытого рентгеновского изображения детали объекта определяется рентгенооптическими (геометрическими) условиями съемки (рис. 2), а именно размером фокусного пятна рентгеновской трубки $d_{ф.п}$, расстоянием от фокусного пятна до детали f_1' и расстоянием от детали до плоскости изображения f_2'. Перечисленные параметры связаны между собой следующим соотношением:

$$H_г = d_{ф.п}(f_2' / f_1').$$

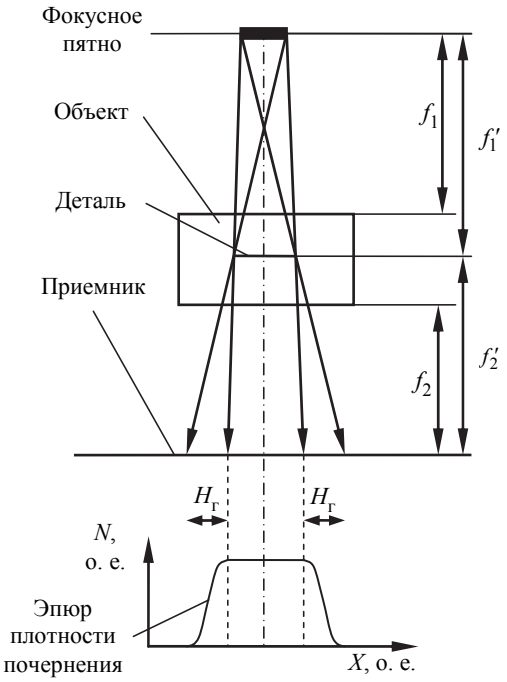


Рис. 2

Очевидно, что для уменьшения геометрической нерезкости необходимо уменьшать размер фокусного пятна $d_{ф.п}$ или, если используется рентгеновская трубка с фиксированным значением фокусного пятна, производить съемку с большего расстояния f_1'. При этом приемник изображения должен располагаться как можно ближе (в контакте) к объекту съемки.

От любого объекта достаточно малого размера, помещенного в пучок рентгеновского излучения, формируется не теневое изображение самого объекта, а изображение фокусного пятна источника излучения. Можно предположить, что теневое изображение объекта со структурой, содержащей множество мелких деталей, формируется из множества отдельных изображений этого фокусного пятна. Для количественной оценки описываемого явления можно использовать зависимость квантовой эффективности детектирования от спектра пространственных частот изображения. До недавнего времени квантовую эффективность рассчитывали и измеряли вблизи нулевой пространственной частоты, т. е. на крупных тест-объектах, когда контрастно-частотной характеристикой (КЧХ) аппарата можно пренебречь. Такая оценка чувствительности аппарата неполна, так как не учитывает подавление сигнала на высоких пространственных частотах звеньями аппарата.

В самом простом случае контраст изображения объекта на рентгеновском снимке может быть описан выражением

$$K = \frac{I_0 - I_1}{I_0}, \qquad (1)$$

где K – контраст теневого рентгеновского изображения; I_0 – уровень интенсивности излучения перед объектом; I_1 – за объектом. Соответственно, контраст детали объекта определяется нормированной интенсивностью излучения в точке расположения этой детали [7], [8]. Традиционное описание контраста изображения поясняет рис. 3.

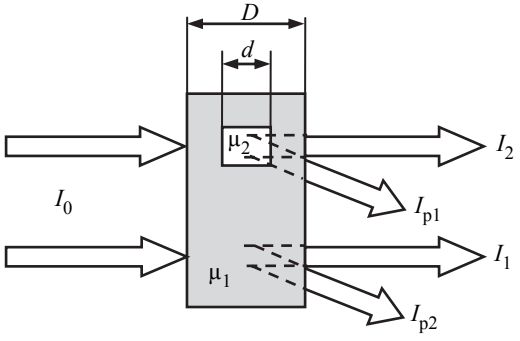


Рис. 3

Для подобного описания модель существенно упрощена – поток рентгеновского излучения считается параллельным и монохроматичным, выбран объект толщиной D с дефектом d и коэффициентами линейного ослабления μ_1 и μ_2 соответственно, причем $d < D$, а $\mu_1 \neq \mu_2$. В этом случае интенсивность излучения I_1, прошедшего через объект в том месте, где он однороден, может быть описана выражением

$$I_1 = I_0 \mathrm{e}^{-\mu_1 D} + I_{\mathrm{p1}}, \qquad (2)$$

где I_1 – интенсивность рентгеновского излучения за объектом; I_0 – интенсивность рентгеновского излучения на поверхности объекта; I_{p1} – интенсивность рассеянного рентгеновского излучения или

$$I_1 = I_0 \cdot \chi \cdot \mathrm{e}^{-\mu_1 \cdot D}, \qquad (3)$$

где χ – фактор накопления, зависящий от геометрических условий и режимов съемки. Интенсивность излучения, прошедшего через дефектную часть образца, описывается как

$$I_2 = I_0 \mathrm{e}^{-\mu_1 (D-d)} \mathrm{e}^{-\mu_2 d} + I_{\mathrm{p2}}, \qquad (4)$$

где I_{p2} – интенсивность рассеянного дефектом излучения. Тогда, введя понятие относительного размера детали $\delta = d/D$, контраст изображения дефекта с учетом (1)–(4) упрощенно описывается выражением

$$K = \frac{(\mu_1 - \mu_2)\delta D}{\chi}, \qquad (5)$$

которое подтверждает известный факт, что контраст определяется в первую очередь относительными размерами дефекта и объекта и разницей в поглощающей способности материалов, из которых они состоят.

В работе [9] введено и подробно раскрыто понятие узла формирования рентгеновского изображения, решающего задачу переноса изображения фокусного пятна, сформированного на детали объекта, в плоскость приемника изображения, а также исследована передаточная функция этого узла.

Передаточная функция выводилась в предположении, что распределение интенсивности рентгеновского излучения в поперечном сечении круглого фокусного пятна в общем случае аппроксимируется нормальным законом:

$$a(r) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} \exp\left(-\frac{1}{2} \left(\frac{r}{\sigma} \right)^2 \right),$$

где r – переменная радиуса фокусного пятна.

Соответственно, передаточная функция узла формирования рентгеновского изображения с достаточной точностью может быть записана в виде выражения

$$a_f(r) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \dfrac{R}{6} \dfrac{f_2}{f_1 - f_2}} \exp\left(-\frac{r^2}{2\left(\dfrac{R}{6} \dfrac{f_2}{f_1 - f_2} \right)^2} \right),$$

где R – диаметр фокусного пятна; f_1 – расстояние между фокусным пятном и плоскостью приемника изображения; f_2 – расстояние между деталью, формирующей изображение фокусного пятна и плоскостью приемника.

Передаточная функция описывает, какое влияние оказывает узел формирования рентгеновского изображения на проходящую через него информацию (по сути – насколько точно он передает изображение фокусного пятна). Иначе говоря, узел формирования рентгеновского изображения передает информацию о различных деталях просвечиваемого объекта с различным качеством, которое определятся как условиями съемки (размерами фокусного пятна), так и собственными размерами этих деталей.

Очевидно, что врача-рентгенолога при проведении медицинских диагностических исследований чаще всего интересуют мелкие детали структуры объекта или малые перепады контраста в области высоких пространственных частот изображения. Пространственная частота – это величина, характеризующая линейные размеры объекта или его деталей [мм$^{-1}$], т. е. чем меньше размер детали объекта, тем бóльшая пространственная частота ее характеризует.

Верхняя граница частот в рентгенодиагностике в большинстве случаев определяется не особенностями строения органов, а физическими возможностями рентгенодиагностической аппаратуры или методики ее применения (например, размером фокусного пятна).

Очевидно, что с целью получения достоверного рентгеновского изображения какого-либо органа спектр регистрируемых пространственных частот рентгенодиагностического аппарата в целом должен быть не уже спектра пространственных частот изображения этого органа, а каждый отдельный узел формирования рентгеновского изображения должен передавать этот спектр приемнику излучения во всем диапазоне пространственных частот без искажений.

Интерпретация данного явления может быть наглядно объяснена на примере фильтра низких частот. В радиотехнике для увеличения амплитуды высокочастотной составляющей радиосигнала на выходе такого фильтра необходимо или увеличить амплитуду входного сигнала, или расширить полосу пропускания фильтра. Тогда можно провести следующие аналогии: увеличение амплитуды входного сигнала в радиотехнике аналогично увеличению мощности экспозиционной дозы излучения в рентгенотехнике, а расширение полосы пропускания радиочастот – уменьшению размеров фокусного пятна, что приводит к расширению диапазона регистрируемых пространственных частот рентгеновского аппарата.

Зависимость передающей способности узла формирования рентгеновского изображения от частоты, т. е. его КЧХ описывается выражением

$$A_f(\nu) = \exp\left(-\frac{(\pi m R \nu)^2}{18}\right),$$

где m – коэффициент увеличения изображения объекта, определяемый геометрическими условиями съемки; R – диаметр фокусного пятна; ν – пространственная частота.

Рис. 4 наглядно иллюстрирует связь между передаточной функцией узла формирования рентгеновского изображения и пространственной частотой. На представленном рисунке: *1* – зависимость, соответствующая диаметру фокусного пятна 0.1 мм; *2* – 0.25 мм; *3* – 0.5 мм; *4* – 1 мм; *5* – 2 мм.

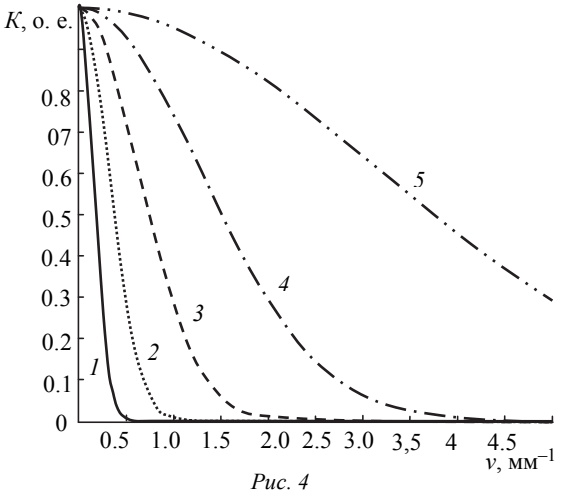
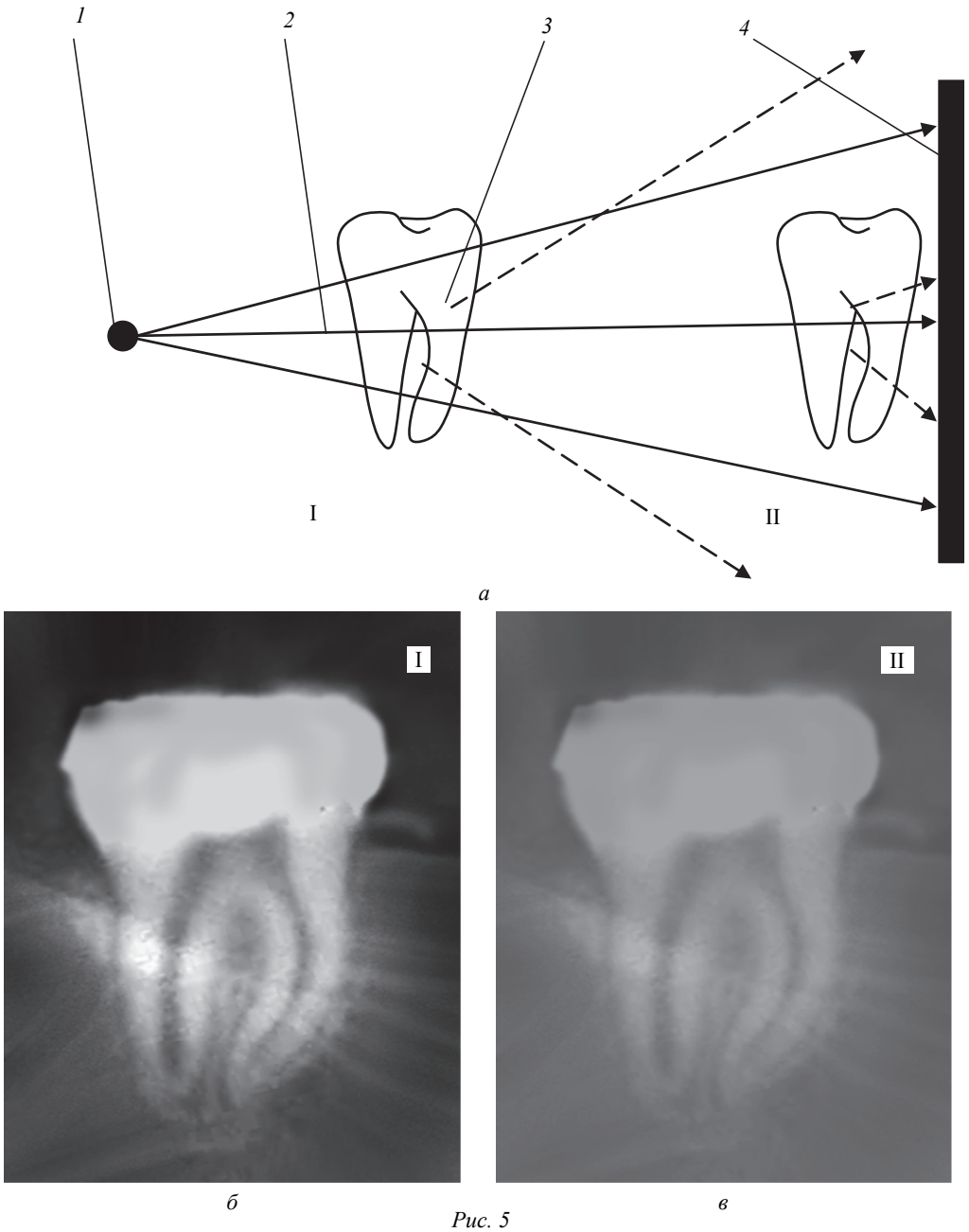


Рис. 4

При сравнении характеристик рентгеновских аппаратов становится очевидным, что именно размер фокусного пятна играет определяющую роль при формировании мелких малоконтрастных деталей. И, хотя особенности работы микрофокусной аппаратуры требуют повышения рабочего напряжения рентгеновской трубки, что приводит к снижению контраста в области нулевой пространственной частоты, все равно, начиная с частоты 0.5…0.7 мм$^{-1}$ КЧХ микрофокусного рентгеновского аппарата располагается существенно выше, чем зависимость для аппарата с протяженным фокусным пятном, что обеспечивает микрофокусной съемке более высокое качество снимков по сравнению с традиционными практически во всем диапазоне пространственных частот.

Одним из основных факторов, снижающих контрастность теневого изображения в традиционной рентгенодиагностике, является так называемое «вуалирование» снимка, т. е. его почти равномерная дополнительная засветка рассеянным в исследуемом объекте излучением. Это в соответствии с выражениями (2)–(5) приводит к снижению контраста изображения детали объекта с ростом его толщины, что весьма затрудняет, например, диагностику некоторых костных заболеваний. Следует отметить также, что известные способы уменьшения вклада рассеянного излучения с помощью отсеивающих растров, решеток или металлической фольги во многих случаях практически неприменимы или вследствие трудностей, возникающих при конструктивном исполнении соответствующих узлов, или вследствие значительного возрастания сложности методики съемки.

Как указывалось ранее, одной из основных особенностей микрофокусной рентгенодиагностики является значительное прямое геометрическое увеличение теневого рентгеновского изображения, которое обусловлено малым расстоянием между фокусным пятном и объектом и большим – между объектом и плоскостью приемника излучения. В этом случае, вследствие большего допустимого расстояния между объектом и приемником излучения, в приемник попадает меньшее количество рассеянного и вторичного излучения (возникающего в каждом просвечиваемом объекте), что дает меньшее вуалирование рентгеновского изображения, его большую контрастность, следовательно, и более легкое определение отдельных деталей [10]. На рис. 5 представлена схема исследования и два рентгеновских снимка, наглядно поясняющих возникновение эффекта «воздушной подушки» (*а* – механизм возникновения; *б* – снимок с увеличением; *в* – контактный снимок; *1* – источник излучения; *2* – ось пучка



а *б* *в*

Рис. 5

излучения; *3* – объект (зуб); *4* – приемник изображения; —— – прямое излучение; - - - – рассеянное излучение).

Как показано на рис. 5, из-за значительного расстояния между объектом и приемником рентгеновского излучения в случае съемки с увеличением на приемник приходится гораздо меньшая интенсивность рассеянного рентгеновского излучения по сравнению со способом контактной съемки. Соответственно, уменьшается фактор накопления (3) и качество получаемых снимков улучшается: уменьшается вуалирование (фоновая подсветка), повышается контраст и распознаваемость отдельных деталей изображения. Это преимущество микрофокусной рентгенографии, или, как это принято в медицинской диагностике, рентгенографии с прямым многократным увеличением, получило название эффекта «воздушной подушки» и в настоящее время при проведении рентгенографических исследований в ортопедии, травматологии, стоматологии [11], маммографии [12], археологических исследованиях [13], овощеводстве [14], виноградарстве [15] и судебно-медицинской экспертизе вносит существенный вклад в повышение информативности снимков [16].

С целью облегчения поисков в теле пациента инородных предметов размеры получаемых рентгеновских изображений различных органов долж-

ны были быть максимально приближены к истинным анатомическим размерам этих органов. На начальном этапе развития медицинской рентгенографии достичь этого можно было, лишь используя схему съемки с большого фокусного расстояния, т. е. располагая рентгеновский аппарат на значительном удалении (1…1.5 м и более) от пациента и добиваясь тем самым практически параллельного потока излучения.

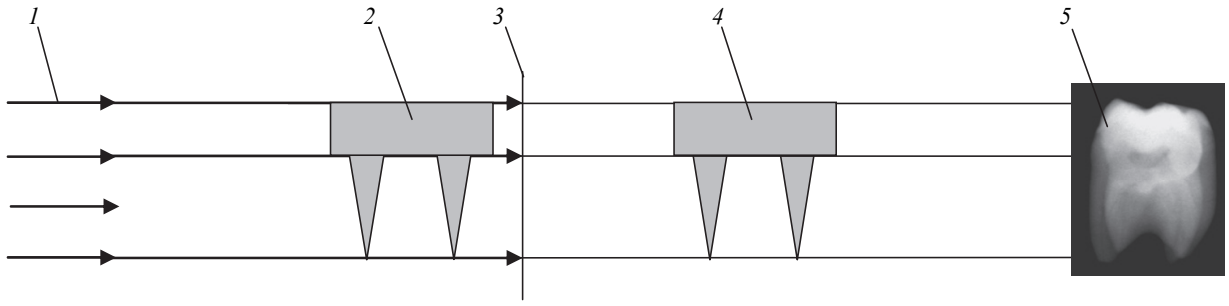
Полученные рентгеновские изображения характеризовались как теневые или проекционные, поскольку содержали тени (проекции) от всех анатомических структур, попавших в поле облучения. Сложность для расшифровки получающихся теневых картин, вследствие наложения друг на друга отдельных изображений, не имела принципиального значения при поиске и определении положения таких рентгеноконтрастных предметов, как металлические пули или осколки, а также при диагностике переломов отдельных костей.

Кроме того, в связи с общим развитием медицины все актуальнее становится задача выявления мелких деталей изображения с целью более ранней и точной установки диагноза заболеваний, связанных уже с органическими изменениями в органах и тканях больного.

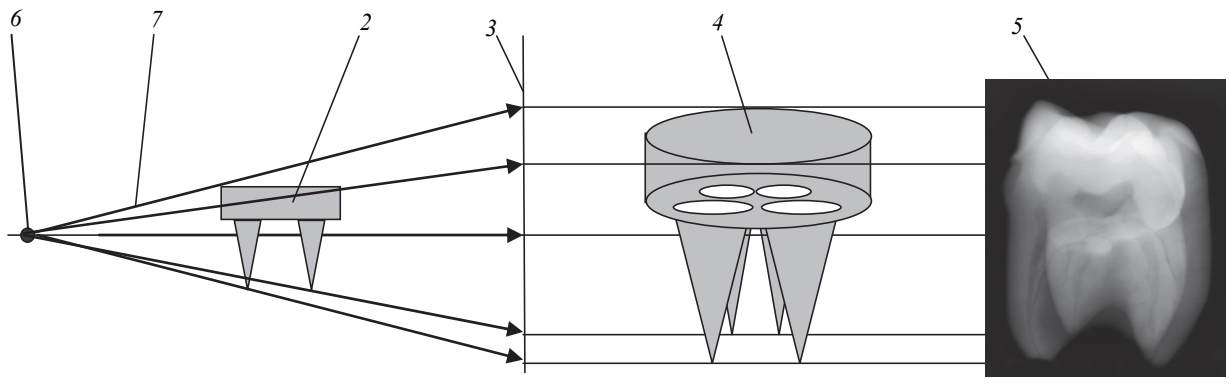
Одним из способов повышения информативности рентгеновских изображений может служить использование механизма получения псевдообъемного изображения [17], [18].

В отличие от плоского изображения, получаемого методом контактной съемки, псевдообъемное изображение позволяет оценить взаимное расположение деталей внутреннего строения в объеме просвечиваемого объекта. В данном случае под псевдообъемным изображением понимается изображение, полученное методом микрофокусной съемки на основе законов линейной перспективы.

Для практической реализации метода получения псевдообъемных изображений используется рентгеновский источник микронных размеров с широко расходящимся пучком излучения. В качестве объекта просвечивания для исследования особенностей псевдообъемного рентгеновского изображения возьмем четырехкорневой зуб (рис. 6). Приведенные на рисунке геометрические построения (*а* – традиционная контактная рентгенография; *б* – микрофокусная рентгенография с увеличением; *1* – параллельный пучок излучения; *2* – объект; *3* – плоскость приемника; *4* – проекция изображения на приемник; *5* – изображение; *6* – точечное фокусное пятно; *7* – широкорасходящийся пучок излучения) обосновывают возможность получения с помощью микрофокусного способа съемки как новой диагностической информации – в данном случае в части определения количества корней зуба, так и дополнительной – в части взаимного расположения корней и их относительных размеров.



а



б

Рис. 6

Благодаря описанному механизму эффект псевдообъемного изображения обеспечивает существенные преимущества способу микрофокусной съемки в различных областях медицины – травматологии, ортопедии или, например, при сравнении с известным ортопантомографическим способом получения обзорных снимков зубочелюстной системы, что иллюстрирует рис. 7.

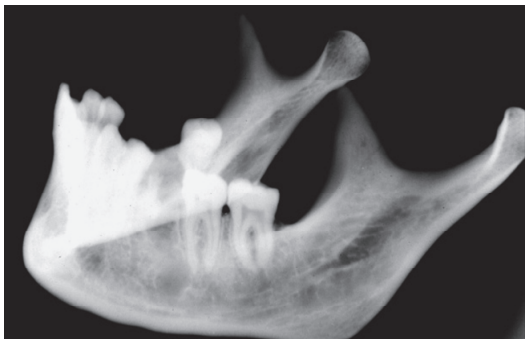


Рис. 7

Таким образом, в микрофокусной рентгенографии за счет точечного фокусного пятна и расходящегося пучка рентгеновского излучения возможно получение объемных представлений об объекте, позволяющих значительно повысить информативность исследований в различных областях знаний.

Обобщая описанные достоинства микрофокусной рентгенографии, можно еще раз подчеркнуть ее основные преимущества перед традиционными контактными способами съемки:

– резкость получаемых снимков значительно выше, причем глубина резкости микрофокусных снимков позволяет получать высокоинформативные снимки исследуемых органов по всей их глубине;

– контрастность микрофокусных рентгеновских снимков превосходит традиционную в области высоких пространственных частот (т. е. при передаче мелких деталей изображения), что особенно важно для раннего обнаружения патологий и точной постановки диагноза;

– значительное расстояние между исследуемым объектом и приемником излучения позволяет снизить негативное влияние рассеянного и возбужденного в объекте вторичного излучения на качество получаемых снимков за счет эффекта «воздушной подушки»;

– возможность получения при определенных режимах съемки (максимально близком расположении источника излучения к объекту исследования) псевдообъемных изображений значительно расширяет диагностические возможности микрофокусной рентгенодиагностики.

Также отличительной особенностью микрофокусной рентгенографии является значительно меньшая радиационная нагрузка на персонал и окружающую среду при проведении исследований [19], что в совокупности с современными способами цифровой обработки изображений, например описанными в [20], делает ее одной из наиболее перспективных методов рентгенодиагностики.

С учетом вышеизложенного можно утверждать, что микрофокусная рентгенодиагностика с прямым увеличением теневого рентгеновского изображения по своим диагностическим возможностям значительно превосходит по качеству стандартные (в том числе цифровые) способы съемки, при этом с повышением кратности увеличения возрастает количество определяемых деталей в единице объема при сохранении контрастности и резкости изображения. Кроме того, сочетание микрофокусной рентгенографии и цифровых систем регистрации позволяет значительно повысить эффективность и качество исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Микрофокусная рентгенография – от прошлого к будущему / А. Ю. Васильев, Н. С. Серова, И. М. Буланова и др. // Петерб. журн. электроники. 2008. № 2–3. С. 19–25.

2. Сравнительная оценка информативности цифровой микрофокусной рентгенографии с многократным увеличением изображения и радиовизиографии в эксперименте / В. Г. Алпатова, А. Ю. Васильев, Л. П. Кисельникова и др. // Ин-т стоматологии. 2010. Т. 1, № 46. С. 80–81.

3. Потрахов Н. Н., Потрахов Е. Н., Грязнов А. Ю. Особенности и физико-технические условия съемки на рентгенодиагностическом комплексе «ПАРДУС-СТОМА» // Медицинская техника. 2009. № 3. С. 36–38.

4. Влияние размеров фокусного пятна рентгеновской трубки на разрешающую способность радиовизиографа / Н. Н. Блинов, А. Ю. Васильев, А. Ю. Грязнов и др. // Медицинская техника. 2014. № 2. С. 2–4.

5. Грязнов А. Ю., Потрахов Е. Н., Потрахов Н. Н. Цифровая микроофкусная рентгенография в клинической практике // Петерб. журн. электроники. 2008. № 2–3. С. 163–166.

6. Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю. Технология микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии // Биотехносфера. 2009. № 3. С. 18–23.

7. Программа для моделирования спектров излучения рентгеновских трубок / В. Б. Бессонов, И. М. Баранов, Е. Н. Потрахов и др. // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2012. № 3. С. 8–12.

8. Лукьянченко Е. М., Грязнов А. Ю. Моделирование спектра первичного рентгеновского излучения в энергодисперсионном рентгеноспектральном анализаторе // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». Сер. ФТТиЭ. 2003. Вып. 1. С. 10–14.

9. Потрахов Н. Н., Мазуров А. И. Особенности микрофокусной рентгенографии в медицинской диагностике // Медицинская техника. 2005. № 6. С. 6–9.

10. Potrakhov N. N., Gryaznov A. Y. Specific features of high-voltage microfocal medical x-ray diagnosis // Biomedical Engineering. 2005. Vol. 39, № 5. P. 221–226.

11. Бессонов В. Б. Метод повышения информативности и снижения радиационной нагрузки при панорамных рентгенодиагностических исследованиях в стоматологии // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2014. № 1. С. 3–6.

12. Жамова К. К., Бессонов В. Б., Грязнов А. Ю. Возможности микрофокусной маммографии с прямым увеличением изображения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 1. С. 71–72.

13. Медникова М. Б., Потрахов Н. Н., Бессонов В. Б. Применение микрофокусной рентгенографии в разграничении ископаемых представителей рода Homo с архаической и современной морфологией // Биотехносфера. 2013. № 4. С. 56–60.

14. Рентгенографический анализ качества семян овощных культур / Ф. Б. Мусаев, О. А. Прозорова, М. В. Архипов и др. // Овощи России. 2012. № 4. С. 43–47.

15. Никольский М. А., Жамова К. К., Бессонов В. Б. Методика микрофокусной рентгенодиагностики для определения поражения посадочного материала винограда сосудистым некрозом // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2013. № 1. С. 3–9.

16. Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю. Метод оценки информативности визуализированных дентальных рентгеновских изображений // Медицинская техника. 2009. № 1. С. 16–18.

17. Грязнов А. Ю., Жамова К. К., Бессонов В. Б. Метод формирования псевдообъемных изображений в микрофокусной рентгенографии // Биотехносфера. 2013. № 4. С. 51–55.

18. Потрахов Е. Н., Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю. Эффект псевдообъемного изображения в микрофокусной рентгенографии // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2009. № 2. С. 18–24.

19. Бессонов В. Б. Доза облучения пациентов при проведении дентальных рентгенологических исследований с использованием портативного рентгеновского аппарата «ПАРДУС-Р» // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2013. № 8. С. 7–9.

20. Методика получения псевдоцветных рентгеновских изображений в двухэнергетичной рентгенографии / А. Ю. Грязнов, К. К. Жамова, В. Б. Бессонов и др. // Биотехносфера. 2014. № 3. С. 17–20.

N. N. Potrakhov, A. Yu. Gryaznov, V. B. Bessonov, K. K. Zhamova, A. V. Obodovsky
Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

Yu. A. Vasiliev
Moscow state university of medicine and dentistry

PHYSICAL AND TECHNICAL PRINCIPLES OF MODERN MICROFOCUS X-RAY DIAGNOSTICS

Article is devoted to the current state of medical X-ray diagnosis, its opportunities and perspectives of development. The main features of implementation of a microfocal method of receiving the X-ray images and the effects allowing increasing the diag-nostic value of the conducted researches are considered. Also are given usage considerations of the described shooting method in case of different operating conditions of X-ray diagnostic equipment.

Microfocal X-ray, X-ray diagnostics, pseudo-volume image, effect of the air cushion, geometric magnification