

нове ядерного магнитного резонанса (МРТ – магнитно-резонансная томография).

Во всех четырех типах лучевой диагностики необходимо с помощью компьютера производить многоступенчатое преобразование для приведения изображения к виду, доступному для анализа глазом.

В настоящее время лучевая диагностика владеет мощным арсеналом средств, включающим в себя аппараты для РКТ, МРТ, УЗД, ПЭТ, однофотонные КТ и др. С их помощью устанавливается и подтверждается более 70 % диагнозов. На рис. 2 представлена схема взаимодействия отделений лучевой диагностики с другими подразделениями лечебного учреждения, показывающая, что лучевая диагностика становится одним из центральных направлений лечебного учреждения.



Рис. 2. Схема взаимодействия отделений лучевой диагностики с другими подразделениями лечебного учреждения

Общность систем преобразования изображений позволяет рассматривать лучевую диагностику как единое направление в науке и технике, без разделения по видам исследования. Появляется возможность создания единой цифровой системы для работы с медицинскими изображениями и организации единых диагностических отделений на основе широкого применения ЭВМ в клинической практике. Это создает предпосылки для разработки искусственного интеллекта, способного проводить автоматический анализ в первую очередь в лучевой диагностике, а в перспективе – и других видов изображений окружающего мира.

Такова, в нашем представлении, роль лучевой диагностики в цепочке эволюционного развития.

Изложенное позволяет предположить, что в ближайшем будущем произойдет значительное расширение возможностей зрительного анализатора человека за счет раннего обучения навыкам обработки и восприятия компьютерных изображений, что также будет способствовать ускорению эволюции.

Список литературы:

1. Пригожин И., Стенгерс И. Порядок из хаоса. – М.: Эдиториал УРСС, 2001.
2. Роуз А. Зрение человека и электронное зрение. – М.: Мир, 1977.
3. Блинов Н.Н. Глаз и изображение. – М.: Медицина, 2004.
4. Основы лучевой диагностики и терапии / Национальное руководство по лучевой диагностике и терапии под ред. С.К. Тернового. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012.

*Николай Николаевич Блинов,
д-р техн. наук, профессор,
зав. лабораторией,
ФГБУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,
г. Москва,
e-mail: otdel-22@mail.ru*

Н.Н. Потрахов

Диагностические возможности микрофокусной рентгенографии

Аннотация

Рассмотрены физико-технические основы технологии микрофокусной рентгенографии в медицинской диагностике. Приведены результаты экспериментального сравнения просвечивающих способностей методик стандартной и микрофокусной рентгенографии.

Введение

Понятие «микрофокусная рентгенография» включает в себя совокупность способов получения рентгеновских изображений с помощью источников излучения, размер фокусного пятна которых составляет менее 100 мкм [1]. Исследования, проводимые более 20 лет в Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете им. В.И. Ульянова (Ленина) «ЛЭТИ», показали, что при использовании микрофокусных источников излучения для целей медицинской диагностики проявляется целый ряд особенностей формирования рентгено-

вского изображения просвечиваемого органа. В настоящее время всесторонне изучены и количественно оценены так называемые эффекты повышения контраста, снижения экспозиционной дозы, псевдообъемного изображения, фазового контраста и некоторые другие [2]. Благодаря перечисленным эффектам, принципиально повышается информативность получаемых рентгеновских снимков и одновременно снижается доза облучения пациентов и медперсонала. При этом мощность, потребляемая рентгеновским аппаратом, предназначенным для микрофокусной рентгенографии, при съемке одних и тех же объектов на один-два порядка меньше,

чем аппаратом, используемым в стандартной рентгенографии.

В 1997 году гарвардским экономистом К. Кристенсенем [3] был впервые употреблен термин «подрывная технология» для характеристики новой технологии, фактически «закрывающей» какую-либо существующую. Например, в свое время цифровые фото- и видеокамеры на основе ПЗС-матриц заменили традиционные пленочные фотоаппараты и видеокамеры, а плазменные светоизлучающие панели – кинескопы в телевизорах. С этой точки зрения микрофокусная рентгенография может рассматриваться как российская подрывная технология в медицинской диагностике.

Материалы и методы

Традиционно рентгенография объектов исследования выполняется контактным способом съемки стандартной рентгенографии [4].

При съемке контактным способом используется источник излучения 1 с протяженным фокусным пятном d ($d_1 \approx 1$ мм).

Объект съемки 2 располагается на достаточно большом расстоянии f от источника излучения 1 и вплотную – «в контакте» – к приемнику изображения 3 (рис. 1а). Хорошо заметно, что в условиях стандартной рентгенографии, во-первых, размер фокусного пятна d , а также расстояние между источником излучения и объектом f (фокусное расстояние) существенно влияют на качество

(нерезкость H_r) изображения. При этом 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. Уменьшение расстояния f приводит к ухудшению качества снимка вследствие увеличения нерезкости изображения H_r . Во-вторых, даже незначительное удаление приемника изображения от объекта съемки на расстояние $\Delta f = f - f_1$ тоже приводит к значительному ухудшению качества снимка и, как следствие, к увеличению нерезкости H_r (рис. 1б). Очевидно, что для уменьшения нерезкости изображения необходимо увеличивать расстояние между объектом и приемником изображения. В общем случае отношение расстояний f и f_1 определяет коэффициент увеличения изображения объекта m по сравнению с его истинными геометрическими размерами:

$$m = f/f_1.$$

Соответственно при контактной съемке $f \approx f_1$ и $m \approx 1$.

При съемке с увеличением изображения используется источник излучения 1 с так называемым точечным фокусным пятном d (рис. 1в, г). Клиническая практика показывает, что для подавляющего числа рентгенологических процедур коэффициент увеличения изображения не превышает 5...7 [5]. В этом случае для получения резких увеличенных изображений биологических тканей, например деталей костной структуры, размер фокусного пят-

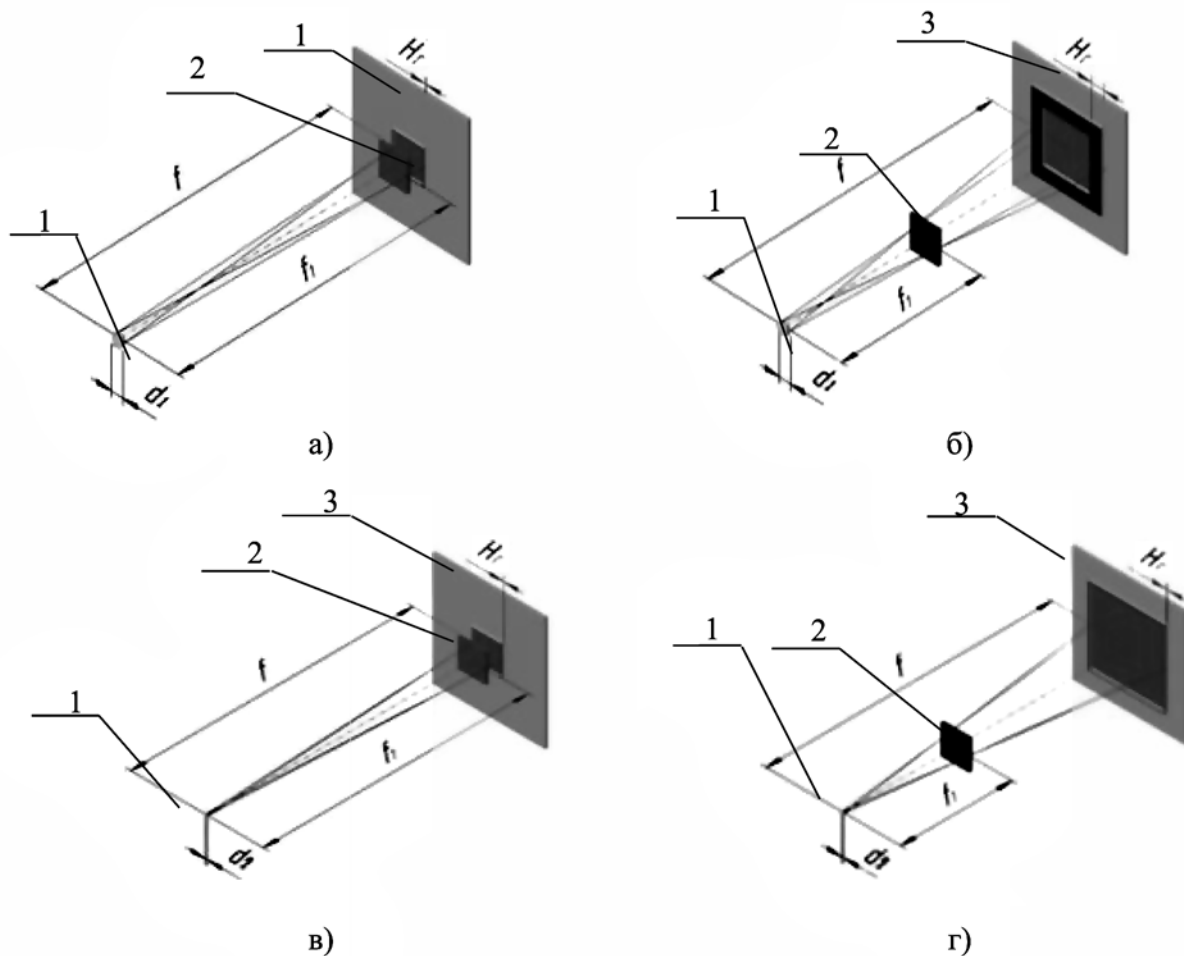


Рис. 1. Рентгенооптическая схема съемки: а) стандартная рентгенография: контактный способ; б) стандартная рентгенография: способ съемки с увеличением изображения; в) микрофокусная рентгенография: контактный способ; г) микрофокусная рентгенография: способ съемки с увеличением изображения

на должен составлять менее 0,1 мм (или 100 мкм). Соответственно методика съемки с помощью таких источников излучения в соответствии с ГОСТ 22091.9-86 получила название «микрофокусная рентгенография». При съемке с увеличением изображения объект 2 (рис. 1з) располагается на определенном расстоянии как от источника излучения, так и от приемника изображения 3. Независимо от того, в каком положении находится объект съемки в пространстве между фокусным пятном источника излучения и плоскостью приемника, резкость полученного изображения сохраняется (рис. 1в, з).

Для демонстрации преимуществ микрофокусной рентгенографии по сравнению со стандартной рентгенографией был использован тест-объект, содержащий детали строения размером от нескольких десятков микрометров (скелетированная голова кошки).

На рис. 2 представлены рентгеновские снимки тест-объекта, полученные по методике стандартной рентгенографии на аппарате с протяженным фокусным пятном ($d \approx 1$ мм) без увеличения изображения – контактно (рис. 2а) – и с коэффициентом увеличения изображения m , равным 2, 4, 8 (рис. 2б-г).

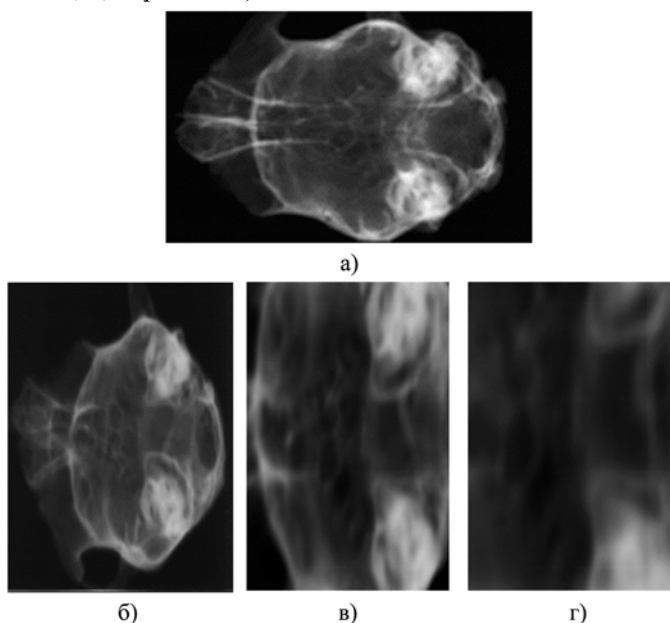


Рис. 2. Рентгеновские снимки тест-объекта, полученные на аппарате с протяженным фокусным пятном: а) без увеличения изображения; б-г) с коэффициентом увеличения изображения m , равным 2, 4, 8

Хорошо заметно, что с ростом коэффициента увеличения изображения информативность получаемых снимков существенно уменьшается по сравнению с контактным снимком вследствие возникающей нерезкости изображения.

На рис. 3 представлены рентгеновские снимки того же тест-объекта, полученные по методике микрофокусной рентгенографии на аппарате с точечным фокусным пятном ($d < 0,1$ мм) без увеличения изображения (рис. 3а) и с коэффициентом увеличения изображения m , равным 2, 4, 8 (рис. 3б-г). На микрофокусных снимках с увеличением изображения не только сохраняется резкость, но и обнаруживаются новые детали строения объекта, ранее неразличимые на контактном микрофокусном снимке.

Описанные отличительные особенности способа съемки с увеличением изображения в микрофокусной рентгенографии от контактного способа в стандартной рент-

генографии были названы «эффект увеличения глубины резкости».

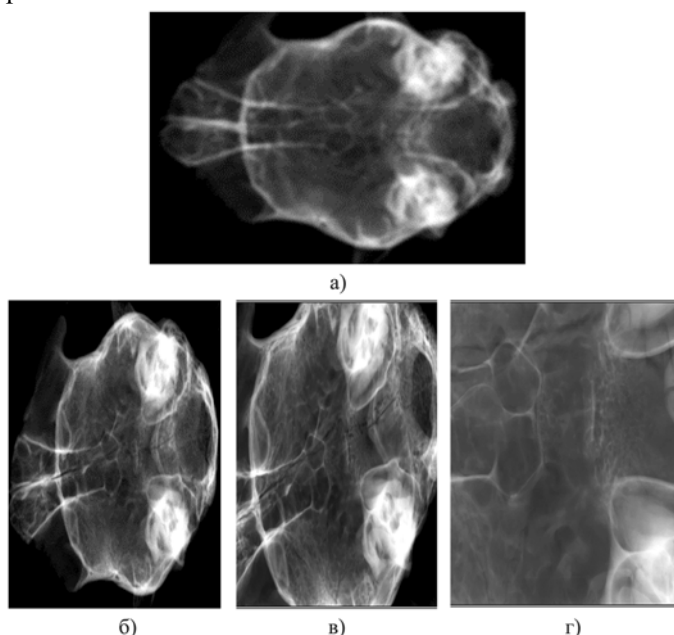


Рис. 3. Рентгеновские снимки тест-объекта, полученные на аппарате с точечным фокусным пятном: а) без увеличения изображения; б-г) с коэффициентом увеличения изображения m , равным 2, 4, 8

Эффект увеличения глубины резкости при микрофокусной съемке позволяет использовать приемники изображения с худшей, чем в стандартной рентгенографии, разрешающей способностью без потери резкости получаемых снимков. На практике влияние разрешающей способности приемника рентгеновского изображения на качество визуализируемого рентгеновского изображения аналогично влиянию разрешающей способности печатающего устройства на качество получаемых рисунков.

На рис. 4 представлены оптические изображения зуба с разрешением при печати соответственно 1200 dpi или около 24 пар лин./мм (рис. 4а), 5 пар лин./мм (рис. 4б) и 2,5 пар лин./мм (рис. 4в).



Рис. 4. Влияние разрешающей способности печатающего устройства на качество рисунка: а) разрешение при печати 24 пар лин./мм; б) 5 пар лин./мм; в) 2,5 пар лин./мм

Очевидно, что качество (резкость) рисунка при печати с разрешением 5 пар лин./мм выше, чем при 2,5 пар лин./мм. В настоящее время в стандартной рентгенографии для обеспечения резкости изображений костной структуры помимо съемки с большого фокусного расстояния применяются приемники с разрешением от 5 пар лин./мм [6]. В качестве этих приемников используют системы визуализации рентгеновского изображения, например на основе электронных панелей или экранов с фотостимулируемым люминофором (ФСЛ-экран).

При получении микрофокусных снимков тест-объек-

та (рис. 5) были использованы: система визуализации на основе ФСЛ-экрана «DIGORA PCT» (разрешение 5 пар лин./мм) и гораздо более дешевая система визуализации, выполненная по схеме «экран-оптика-ПЗС», серии «Норка» (разрешение 2,5 пар лин./мм). Естественно, что визуально оцениваемое качество снимка, полученного на приемнике с большим разрешением, выше (рис. 5а, б).

Однако микрофокусный снимок при двукратном увеличении на приемник низкого разрешения (рис. 5в) уже не уступает контактному снимку, полученному на приемнике высокого разрешения (рис. 5а), а при четырех- и тем более восьмикратном увеличении – принципиально превосходит по качеству этот снимок.

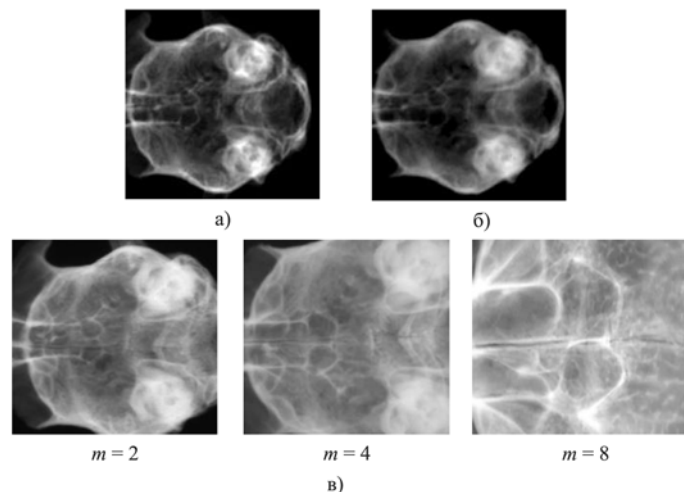


Рис. 5. Микрофокусные снимки тест-объекта: а) контактный, с разрешением 5 пар лин./мм; б) контактный, с разрешением 2,5 пар лин./мм; в) увеличенный, $m = 2, 4, 8$, с разрешением 2,5 пар лин./мм

Для оценки диагностических возможностей конкретной методики рентгенографии применено понятие «просвечивающая способность», которая характеризуется мощностью источника рентгеновского излучения, используемого для реализации этой методики в конкретной области медицины [7]-[9]. Количественно сравнить просвечивающие способности микрофокусной и стандартной методик рентгенографии в различных областях медицины позволяет отношение η мощностей P_1 и P_2 , подводимых к мишени рентгеновской трубки для съемки одного и того же объекта по этим методикам в соответствующих аппаратах, при условии получения необходимого качества изображения:

$$\eta = P_1 / P_2.$$

Результаты и обсуждение

При оценке просвечивающих способностей микрофокусной и стандартной методик рентгенографии в стоматологии исследовались микрофокусный российский аппарат «ПАРДУС-Р» и корейский аппарат с протяженным фокусным пятном «PORT-XII», оба – в портативном исполнении.

Оценка проводилась путем анализа физико-технических условий дентальной съемки в неспециализированных условиях для микрофокусной и стандартной рентгенографий на портативных аппаратах [10].

Сравнение типовых условий дентальной съемки по методикам микрофокусной и стандартной рентгенографий (табл. 1) показывает, что:

- максимальная экспозиция одного снимка на микрофокусном аппарате составляет 0,045 мАс. Это рекордно низкое значение по сравнению с любым известным дентальным аппаратом;
- просвечивающая способность методики микрофокусной рентгенографии в стоматологии, характеризуемая отношением мощности аппарата с протяженным фокусным пятном при контактной съемке ($P_K = 120$ Вт) к мощности аппарата с точечным фокусным пятном при микрофокусной съемке ($P_M = 10$ Вт)

$$\eta = P_K / P_M = 12,$$

на порядок выше просвечивающей способности стандартной рентгенографии.

Таблица 1

Физико-технические условия дентальной съемки портативными аппаратами

Условия съемки	ПАРДУС-Р	PORT-XII
Напряжение, кВ	55-65	60
Ток, мА	0,15	2
Мощность на мишени во время съемки, Вт	10	120
Максимальное время экспозиции, с	0,45	0,5
Максимальная экспозиция снимка, мАс	0,045	1
Кожно-фокусное расстояние, мм	50	200

Выводы

Результаты клинических испытаний микрофокусных рентгенодиагностических комплексов для стоматологии и травматологии подтверждают обоснованность выбора методики микрофокусной рентгенографии для создания действительно малодозовой технологии проведения рентгенологических обследований, в том числе в нестационарных условиях, а также безопасность проведения таких рентгенологических обследований микрофокусными рентгеновскими аппаратами в портативном исполнении.

Разработка более мощных микрофокусных источников рентгеновского излучения, например на основе малогабаритных рентгеновских трубок с вращающимся анодом, позволит приблизить диагностические возможности микрофокусных рентгеновских аппаратов к возможностям современных рентгеновских аппаратов для стандартной рентгенографии.

Список литературы:

1. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография в медицине // Медицинская техника. 2011. № 5. С. 30-34.
2. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике. – СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012. 104 с.
3. Christensen С.М. The Innovator's Dilemma. – Harvard Business School Press, 1997. 179 p.
4. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н.Н. Блинова. Уч. пособие. – М.: Медицина, 2002. 392 с.
5. Васильев А.Ю. Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике. – М.: ИПТК ЛОГОС, 1998. 148 с.
6. Мазуров А.И. Параметры цифровых приемников и качества изображения // Медицинская техника. 2009. № 5. С. 1-3.

7. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Возможности и ограничения микрофокусной рентгенографии в медицине // Биотехносфера. 2010. № 4. С. 20-23.
8. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография в медицине // Медицинская техника. 2011. № 5. С. 30-34.
9. Юлдашев З.М. Обработка медицинских малоcontrastных изображений // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 1. С. 39-41.
10. Потрахов Е.Н. Радиационная нагрузка при применении портативных рентгеновских аппаратов семейства «ПАРДУС» в стоматологии // Медицинская техника. 2012. № 5. С. 37-40.

Николай Николаевич Потрахов,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой электронных приборов и устройств,
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет,
г. С.-Петербург,
e-mail: nn@eltech-med.com

А.И. Мазуров, Н.Н. Потрахов

Влияние рассеянного рентгеновского излучения на качество изображения и методы его подавления*

Аннотация

Рассмотрены методы борьбы с рассеянным рентгеновским излучением, которое ухудшает качество рентгеновского изображения. Введено понятие «избирательность метода», аналогичное понятию «избирательность рентгеновского раstra». Выполнена количественная оценка избирательности каждого из рассмотренных методов.

Введение

Рентгеновское излучение, рассеянное исследуемым участком тела пациента, попадая на приемник изображения, является одним из основных факторов, ухудшающих диагностическое качество визуализированного рентгеновского изображения. Рассеянное излучение уменьшает контраст скрытого рентгеновского изображения, вносит дополнительные квантовые шумы, ухудшает резкость, создает неравномерный фон.

Материалы и методы

Интенсивность рассеяния рентгеновского излучения зависит от объема облучаемой области тела пациента, а также от спектра излучения, который, в свою очередь, определяется напряжением на рентгеновской трубке и толщиной первичного фильтра. В работе [1] путем измерения отношения δ ($\delta = I_S / I_P$) – интегральных интенсивностей прямого I_S (первичного) и рассеянного I_P (вторичного) излучений для водного фантома – показано, что δ носит практически линейный характер в зависимости от толщины и площади исследуемого объекта, а также от напряжения на рентгеновской трубке. При этом важное значение имеют внутреннее строение и рентгеноабсорбционные характеристики тканей просвечиваемого органа. Так, при просвечивании тазобедренного сустава в боковой проекции рассеянное излучение на приемнике может быть в 10 раз больше первичного излучения, а при просвечивании грудной клетки в прямой проекции – они близки друг другу [2]. Абсолютное значение уровня рассеянного излучения не так важно, как его доля в общей интенсивности излучения, падающего на приемник изображения. Поэтому влияние рассеянного излучения на качество изображения особенно сильно сказывается на тех участках за объектом просвечивания, где мала интенсивность первичного излучения, т. е. на изображении областей объекта со значительным поглощением «полезного» рентгеновского излучения. Например, на

рентгенограммах грудной клетки уровень излучения, рассеянного сердцем, выше, чем легкими. Поскольку в сердце больше центров рассеяния – электронов в единице объема (число которых зависит от массы), чем у заполненных воздухом легких, то и поглощение «полезного» излучения соответственно больше. Рассеянное излучение создает «паразитное» изображение, которое, смешиваясь с «полезным» изображением, ухудшает его контраст, увеличивает зашумленность, создает неравномерный фон, снижает резкость отдельных деталей и контуров исследуемых органов. По оценкам [3], вторичное излучение ухудшает контраст и обобщенную квантовую эффективность (чувствительность) рентгеновского аппарата в $1 + \delta$ раз. Таким образом, влияние рассеянного излучения на качество изображения и чувствительность рентгеновского аппарата велико и необходимость его подавления трудно переоценить.

Для снижения уровня рассеянного излучения используют различные средства и методы: свинцовые раstra, воздушный зазор, диафрагмирование, компрессию, сканирование пациента веерным пучком рентгеновского излучения. В цифровых аппаратах предпринимаются попытки скорректировать негативное влияние рассеянного излучения на качество изображения с помощью цифровой обработки [4], [5].

Результаты и обсуждение

Для корректной сравнительной оценки эффективности методов снижения уровня рассеянного излучения применен единый критерий – понятие «избирательность» Σ , используемое при оценке эффективности свинцовых растров:

$$\Sigma = \delta / \delta',$$

где δ – отношение интенсивности рассеянного излучения к интенсивности первичного до раstra; δ' – отношение интенсивности рассеянного излучения к интенсивности первичного после раstra.

* Впервые статья была напечатана в журнале «Биотехносфера» за 2012 г. № 3-4.