
МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА

НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ
ЖУРНАЛ

Выходит 6 раз в год

№ 5 (269) 2011

СЕНТЯБРЬ–ОКТАБРЬ

Издается с 1967 г., г. Москва

От редакции

Настоящий номер традиционно выпускается тематическим, посвященным аппаратуре и принадлежностям для лучевой диагностики.

ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

Н.Н. Блинов, А.И. Мазуров

ПРОБЛЕМЫ РАСШИРЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ МЕДИЦИНСКОЙ РЕНТГЕНОТЕХНИКИ

Аннотация

В медицинской рентгенотехнике существует ряд нерешенных проблем, решение которых позволит существенно расширить ее диагностические возможности и в ряде случаев минимизировать лучевую нагрузку на пациента. К основным из этих проблем относятся визуализация фазового контраста, получение изображения в рассеянном рентгеновском излучении и визуализация спектральных свойств теневого рентгеновского изображения в диагностических целях.

Среди методов лучевой диагностики до сих пор первое место занимает рентгенология, но техническое оснащение медицинской диагностики постоянно совершенствуется в связи с использованием для получения изображений широкого спектра электромагнитных, ультразвуковых и корпускулярных полей.

Эти методы основаны на различных физических принципах и поэтому несут различающуюся диагностическую информацию о состоянии исследуемых органов. И хотя данная информация носит принципиально иную, по сравнению с рентгеновской информацией, характер, но в ряде случаев она сильно коррелирует с ней. Поэтому целесообразность применения того или иного метода лучевой диагностики определяется патологией исследуемой областью тела человека, соотношением польза/риск и стоимостью обследования.

Так как рентгеновское излучение вредно для организма, возникает вопрос: есть ли у рентгенологии (в потенциале) технические средства, которые позволят ей сохранить лидирующее положение в будущем?

Чтобы ответить на поставленный вопрос положительно, рентгенотехника должна реализовать следующие возможности.

Во-первых, диагностическая информативность рентгеновских изображений должна возрасти настолько, чтобы, по крайней мере, сравняться с диагностической информативностью ультразвуковых и магниторезонансных изображений в тех видах исследований, которые в настоящее время отняты у рентгенологии ультразвуковой и магниторезонансной аппаратурой.

Во-вторых, вредность лучевых нагрузок на пациента должна быть минимизирована настолько, чтобы приблизиться к вредности магниторезонансных и ультразвуковых исследований, которые, по современным представлениям, при высоких интенсивностях также наносят вред пациенту [1], [2].

В-третьих, рентгеновские изображения должны визуализироваться на мониторе в том виде, который обеспечивал бы их однозначную интерпретацию. Кроме того, должны быть разработаны экспертные системы анализа рентгенограмм (CAD), работающие параллельно с рентгенологом и облегчающие ему постановку диагноза.

Краткому обзору возможных путей реализации затронутых проблем и посвящена настоящая статья.

1. Пути увеличения информативности рентгеновской техники

Известно, что на входе приемника рентгеновское изображение несет информацию об интенсивности пройденного через объект излучения, интенсивности рассеянного этим объектом излучения, фазе и спектре рентгеновской «волны» перед каждым пикселом детекторного устройства приемника. Современные медицинские рентгеновские аппараты визуализируют только ту информацию, которую несет интенсивность проходящего через объект излучения, информация трех других скрытых изображений безвозвратно теряется (не детектируется и не визуализируется). Это различные образы внутреннего строения одного и того же объекта, которые в совокупности несут значительно больше информации о его состоянии. Таким образом, имеется потенциальная возможность в несколько раз увеличить возможности рентгенологии, если создать аппаратуру, которая регистрирует фазовый контраст, изображение в рассеянных рентгеновских лучах и параметры спектра («цвет») каждого пиксела изображения.

1.1. Фазо-контрастная рентгеновская съемка

На протяжении всего XX столетия рентгеновская съемка была основана только на визуализации интенсивности прошедшего через исследуемый объект излучения. Это справедливо и для настоящего времени. Один из существующих недостатков данного метода состоит в том, что он без контрастирующих веществ не может дифференцировать мягкие ткани, поскольку многие органы и системы человеческого тела, состоящие из мягких тканей и жидкостей, имеют близкие эффективные атомные номера ($z \approx 7,4$) и плотности. С точки зрения рентгеновского просвечивания они близки к воде, причем отличия в плотности от единицы (исключая костную ткань) составляют менее $0,05 \text{ г/см}^3$. Их различие по интенсивности проходящих лучей возможно только за счет разной толщины или методов контрастирования. Поэтому в середине 90-х годов прошлого века начались исследования по получению рентгеновских изображений на основе фазового контраста [3]-[6], который в оптическом диапазоне применяется уже более 70 лет.

Методы получения фазовых рентгеновских изображений, которые основаны на преломлении рентгеновских лучей, позволяют сформировать изображения мягких тканей с приемлемым контрастом. Для мягких тканей вероятность отклонения рентгеновских квантов поверхностными слоями может быть в тысячи раз больше вероятности поглощения квантов, и, следовательно, фазовый контраст может дать больше информации о границах структур в исследуемом органе по сравнению с абсорбционным контрастом.

Существуют несколько методов рентгеновской съемки с фазовым контрастом [7]. Это фаза-контрастная съемка (In-line Phase-contrast), с использованием микрофокусных рентгеновских трубок [8], с

использованием интерферометров (Grating-based Differential Phase Contrast X-ray Imaging (DPCi) [9] и двухкристалльных спектрометров с источниками синхротронного излучения (Diffraction Enhanced X-ray Imaging (DEI) [6], [7]. Их потенциально возможные применения в медицине подробно описаны в обзоре [7].

Число публикаций по исследованию фазового контраста в рентгеновских лучах непрерывно увеличивается, однако реализация этих методов в аппаратах для медицинской рентгенографии еще практически отсутствует. На сегодняшний день известна только одна маммографическая система фазо-контрастной съемки с использованием микрофокусной рентгеновской трубки [7].

По причине своей простоты съемка с использованием микрофокусных источников может применяться во всех областях рентгенографии с увеличением. Ее внедрение сдерживается отсутствием микрофокусных рентгеновских трубок большой мощности.

Интерферометрическая съемка считается самым чувствительным методом рентгеновской съемки с фазовым контрастом, так как отклонение рентгеновского пучка из-за преломления в объекте детектируется как интерференционные полосы. Метод признан наиболее подходящим для съемки структур в мягких тканях. Рентгеновская съемка с дифференциальным фазовым контрастом [9] может применяться с обычными рентгеновскими трубками с относительно большими фокусными пятнами, например $1 \times 1 \text{ мм}$, что является существенным преимуществом данного метода.

Двухкристалльные спектрометры с синхротронными источниками в принципе позволяют осуществлять фазо-контрастную съемку ряда органов, например молочной железы. Но стоимость и сложность оборудования не позволяют использовать этот метод даже в ведущих центрах маммологии [10].

Несмотря на существующие трудности реализации фазо-контрастной съемки, она безусловно найдет применение в будущих поколениях рентгеновских аппаратов.

1.2. Изображение в рассеянных объектом лучах

В традиционной рентгенографии рассеянное объектом излучение является паразитным, создающим неравномерный фон, ухудшающий контраст и снижающий четкость изображения. Для его подавления, как правило, используют свинцовые растры. Так как в рассеянном излучении также формируется изображение, то начиная с 80-х годов прошлого века проводятся исследования по его использованию в диагностике. Основные исследования касаются изображений в когерентно рассеянном рентгеновском излучении (без изменения длины волны) [9], [11]. Поскольку распределение интенсивности когерентно рассеянного излучения в малых углах зависит от структуры вещества, то различные вещества, имеющие одинаковую поглощаю-

щую способность, могут различаться по характерному для каждого вещества распределению интенсивности углового когерентного рассеяния.

В качестве примера, дающего представление об информативности классического изображения в проходящем пучке, изображения с дифференциальным фазовым контрастом и изображения малоуглового когерентного рассеяния, на *рис. 1* представлены изображения плода вишни [9]. Изображения вишни получены с использованием интерферометра Тальбота-Лау при напряжении на трубке 40 кВ [9]. Этот пример хорошо иллюстрирует взаимодополняемость информации, содержащейся в изображениях. В изображении с фазовым контрастом можно видеть внешнюю границу и тонкие детали внутренней структуры косточки вишни (черные стрелки на *рис. 1б*). На *рис. 1с* видна волокнистая структура мякоти ягоды (белая стрелка). Размер этих волокон ниже разрешающей способности детектора, что объясняет их отсутствие на изображениях *рис. 1а* и *б*. Однако когерентное рассеивание данных волокон под малыми углами достаточно велико, что дает новую информацию о микроскопической структуре мякоти вишни. Таким образом, изображения фазового контраста и когерентного рассеивания дополняют классическую рентгенографию. Следует понимать при этом, что борьба с паразитным влиянием рассеянного излучения на качество прямого рентгеновского изображения остается не менее актуальной.

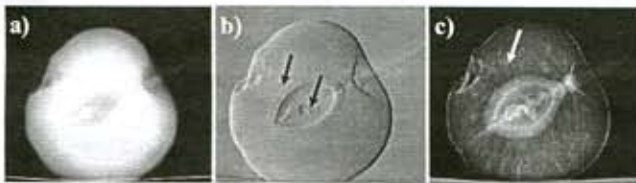


Рис. 1. Изображение плода вишни: а) классическое, в проходящем пучке рентгеновских лучей; б) с фазовым контрастом; в) в когерентно рассеянном излучении [9]; публикация [9], из которой заимствовано изображение, любезно предоставлена автором, доктором Рольфом Кауфманом, отдел фотоники, Швейцарский центр электроники и микротехники (CSEM)

1.3. Визуализация «цвета» рентгеновского изображения

Рентгеновские кванты, формирующие входное изображение, на каждом пикселе приемника имеют свой спектр (разброс по энергиям), который определяется структурами просвечиваемых органов. Этот разброс также несет информацию о внутреннем строении исследуемого органа. Можно провести полную аналогию с информацией от объектов, освещаемых источником в видимом участке спектра. Если поставить цель – извлечь максимум информации из рентгеновского изображения, то появляется необходимость в системах, регистрирующих сходства и различия в спектрах пикселей, характеризующих рентгеновскую (условную) «окраску» исследуемых органов. Так как рентгенов-

ские изображения визуализируются для интерпретации рентгенологом, то желательно, чтобы рентгеновская система визуализации группировала спектры пикселей входного изображения в классы, каждый из которых отображается одним цветом аналогично зрительной системе.

В работах [12], [13] предлагается параметрический метод кодирования (отображения) информации об «окраске». Возможно кодировать спектры пикселей рентгеновского изображения числом фотонов, средней энергией этих фотонов и их энтропией. Такой выбор параметров обусловлен тем, что первое и второе начала термодинамики и квантовая природа поля наиболее полно характеризуют любое электромагнитное поле.

1.4. Спектрозональная рентгенография

Спектрозональная рентгенография основана на последовательном облучении исследуемого органа рентгеновским излучением различного спектрального состава, т. е. при различных напряжениях на рентгеновской трубке. В настоящее время в клинической практике нашла применение только двухэнергетическая рентгенография. Она применяется при исследованиях органов грудной клетки, молочной железы и в остеоденситометрии. Круг ее применения непрерывно расширяется. Проводятся исследования по использованию в рентгенодиагностике более двух спектральных зон, что потенциально позволит рассчитывать эффективные атомные номера поглощающих тканей [14].

Таким образом, в медицинской рентгенотехнике используется приблизительно одна четверть информации, которая содержится в рентгеновском излучении за объектом исследования; извлечение трех остальных четвертей информации следует отнести к актуальным нерешенным проблемам рентгенотехники. Решение рассмотренных проблем поднимет информативность рентгенологии в несколько раз и, если не превзойдет, то, по крайней мере, сравняет ее с информативностью ультразвукового и магнитно-резонансного исследований мягких тканей.

2. Минимизация лучевой нагрузки

Существует мнение, что совершенствование рентгенотехники, с точки зрения уменьшения лучевой нагрузки на пациента, близко к теоретическому пределу. Это справедливо, если ориентироваться на современное состояние рентгенотехники. Наибольший потенциал заложен в повышении обобщенной квантовой эффективности аппарата как функции пространственных частот [15]:

$$\eta(\nu) = \eta_0 \frac{A^2(\nu)}{S(\nu)}, \quad (1)$$

где η_0 – обобщенная квантовая эффективность аппарата на низких пространственных частотах, близких к $\nu = 0$; $A(\nu)$ – контрастно-частотная характеристика (КЧХ) аппарата в целом (с учетом геометрии съемки и фокусного пятна рентгеновской трубки); $S(\nu)$ – спектральная плотность мощности шумов, нормированная так, что на $\nu = 0$ $S(0) = 1$.

Рассмотрим, каким образом можно увеличить $\eta(v)$, оптимизируя η_0 , $A(v)$, $\Pi(v)$.

Обобщенная квантовая эффективность аппарата на низких пространственных частотах

$$\eta(0) = \frac{\alpha_k T_p}{1 + \delta} \eta_n(0), \quad (2)$$

где α_k – коэффициент пропускания рентгеновского излучения ионизационной камерой экспонетра; T_p – коэффициент пропускания свинцового раstra для излучения, формирующего изображение; $\eta_n(0)$ – квантовая эффективность приемника на низких пространственных частотах, близких к $v = 0$; δ – отношение рассеянного излучения к сигнальному.

Квантовая эффективность $\eta_n(0)$ современных цифровых приемников находится в диапазоне от 0,4 до 0,8, и предел ее увеличения равен коэффициенту эффективного поглощения рентгеновских лучей в детекторе. К этому пределу можно приблизиться, если минимизировать аддитивные шумы приемника и мультипликативные шумы, связанные с флуктуациями коэффициентов преобразования звеньев приемника.

Из соотношения (2) следует, что для увеличения η_0 , кроме совершенствования приемника, необходимо решить проблему экспонетра без ионизационной камеры в рабочем пучке, а также проблему полного подавления рассеянного излучения с минимальным ослаблением сигнала изображения.

Контрастно-частотную характеристику в соотношении (1) можно представить в виде произведения двух КЧХ:

$$A(v) = A_1(v) \cdot A_2(v), \quad (3)$$

где $A_1(v)$ – КЧХ узла формирования рентгеновского изображения; $A_2(v)$ – КЧХ приемника.

Улучшение КЧХ приемника $A_2(v)$ ограничено размером пиксела, который выбирается, исходя из требуемой пространственной разрешающей способности аппарата. Поэтому основные возможности улучшения КЧХ аппарата $A(v)$ связаны с использованием микрофокусных рентгеновских трубок и оптимизацией геометрии съемки, что позволит улучшить $A_1(v)$. Классическая технология рентгеновских трубок диодного типа не может решить проблему микрофокуса, так как рассеиваемая на аноде мощность ограничена (200...250 Вт/с), а коэффициент полезного действия трубки не превышает 1 %. Проблему решения мощных микрофокусных трубок следует искать в других технологиях построения источников рентгеновского излучения (плазменных, с автоэлектронной эмиссией, с жидким анодом, с фокусировкой рентгеновских лучей и т. д. [10], [16], [17]).

Геометрия съемки, оптимизирующая $A_1(v)$, обеспечивается при выполнении соотношений

$$m_0 = \frac{(fR_n)^2 + 1}{(fR_n)^2}; \quad A = F[(fR_n)^2 + 1],$$

где m_0 – оптимальное увеличение объекта; f – размер фокусного пятна рентгеновской трубки; R_n –

разрешающая способность приемника; F – расстояние «фокусное пятно-приемник»; a – расстояние от приемника до сечения объекта, увеличение которого равно m_0 .

В качестве примера потенциальные возможности увеличения квантовой эффективности и, следовательно, уменьшения лучевой нагрузки иллюстрирует рис. 2, где заштрихованная область идеальной функции $\eta(v)$ указывает на неиспользованный потенциал, а незаштрихованная – на реализованные возможности на цифровом аппарате с приемником «Pixium4600». На рис. 2 не учтено рассеянное излучение.

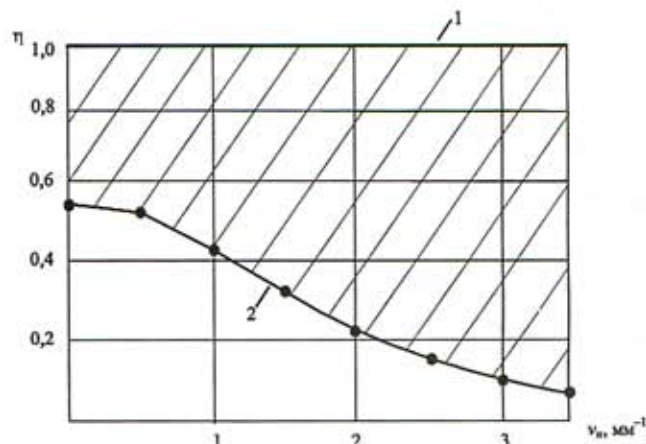


Рис. 2. Квантовая эффективность идеального аппарата (1) и аппарата с приемником «Pixium 4600» (2)

3. Интерпретация рентгеновских изображений

Любое рентгеновское изображение неоднозначно [18]. На рис. 3 приведены несколько примеров такой неоднозначности. Неоднозначность в определенной мере относится к компьютерной томографии (КТ) и другим методам подавления структурного «шума», т. е. освобождения изображения исследуемого органа от затеняющих и искажающих структур. В КТ было выявлено фундаментальное ограничение. Это теорема индетерминированности, которая утверждает, что большое, но конечное число проекций не дает однозначной информации о внутреннем строении объекта. С момента появления формулы инверсии Радона эта теорема в области томографии является самым важным для КТ результатом математической мысли. Из теоремы следует, что, вне зависимости от того, как много проекций будет сделано и сколь точно они будут измерены, мы не сможем однозначно прийти к ответу на вопрос, как должен выглядеть результат восстановления. Поэтому одно из главных направлений исследований в области КТ посвящено поиску априорной информации для ограничения областей решений конкретной задачи восстановления томограммы.

Наилучшее восстановление томограммы возможно только при использовании в указанном процессе априорных знаний об исследуемом органе.

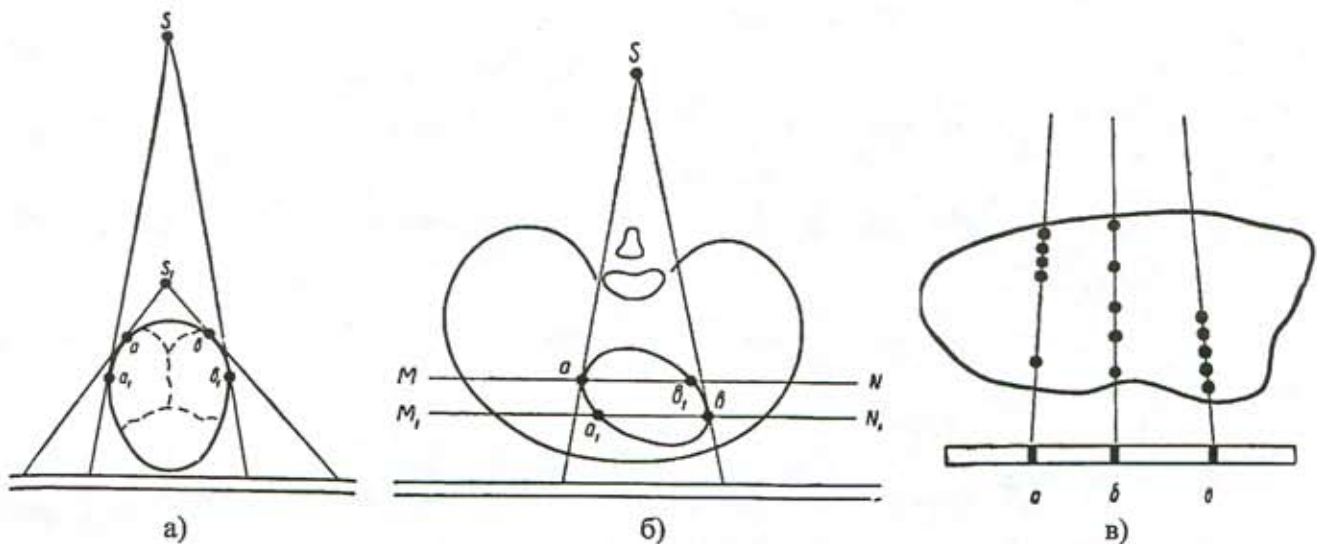


Рис. 3. Примеры неоднозначности рентгеновских изображений: а) контурообразующие точки объекта при различном фокусном расстоянии; б) несоответствие анатомических срезов рентгеновским проекциям; в) многозначность теней

Таким образом, совершенствование базы знаний позволит КТ избавиться от неоднозначности томограмм и выйти на принципиально новый диагностический уровень. Это же относится к интерпретации рентгенологом теневых проекций. Рентгенолог, используя накопленный опыт (свою базу знаний), видит больше информации, чем находится в изображении. Это ответ на вопрос, почему талантливый рентгенолог ставит правильный диагноз даже по плохим рентгенограммам, в которых отсутствует надежная информация. Именно по этой причине так важно профессиональное обучение интерпретации изображений, неизвестных в повседневной жизни.

Проблема накопления априорной информации в базе знаний тесно связана также с разработкой экспертных систем анализа рентгенограмм (CAD) и созданием автоматов по дешифрированию рентгенограмм (CADx).

Заключение

В заключение хочется еще раз подчеркнуть, что рентгенотехника и рентгенология далеко не исчерпали своих потенциальных возможностей и спустя более века находятся в состоянии интенсивного развития. Что касается будущих направлений развития рентгенотехники, то мы признаем свою близорукость и не удивимся появлению открытия, которое нельзя предсказать на основе очередного круга нерешенных проблем.

Список литературы:

1. Жорина Л.В. Змиевской Г.Н. Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2006.
2. Физика визуализации изображений в медицине. В 2-х томах / Пер. с англ. Под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991.

3. Snigirev, Snigireva I., Kohn V., Kuznetsov S., Schelokov I. On the possibilities of x-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation // *Rev. Sci. Instrum.* 1995. Vol. 66. № 12. PP. 5486-5492.
4. Wu X., Liu H. Clinical implementation of x-ray phase-contrast imaging: Theoretical foundations and design considerations // *Med. Phys.* 2003. Aug. 30(8). PP. 2169-2179.
5. Wilkins S.W., Gureyev T.E., Gao D., Pogany A. & Stevenson A.W. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays // *Nature.* 1996. Vol. 384. № 28. PP. 335-338.
6. Ингал В.Н., Белявская Е.А., Бушуев В.А. Способ фазовой рентгенографии преимущественно микро-биологических объектов и устройство для его осуществления / Международная заявка WO98/32005 от 23 июля 1998 г.
7. Zhou Shu-Ang and Brahme A. Development of phase-contrast X-ray imaging techniques and potential medical applications // *Physica Medica.* 2008. № 24. PP. 129-148.
8. Pogany A., Gao D., Wilkins S.W. Contrast and resolution in imaging with a microfocus x-ray source / *Review of Scientific Instruments.* 1997. Vol. 68. № 7. PP. 2774-2782.
9. Revol V., Kottler C., Kaufmann R. et al. Application-oriented X-ray Grating Interferometer / International Conference on Advanced Phase Measurement Methods in Optics and Imaging // *AIP Conference Proceedings.* 2010. Vol. 1236. PP. 221-226.
10. Шовкун В.Я. Разработка фазоконтрастного маммографа в схеме «in line holography» // *Медицинская физика.* 2007. № 2. С. 25-34; № 3. С. 37-46.
11. Комардин О.В., Лазарев П.И. Устройство для малоугловой маммографии (варианты) / Международная заявка WO 00/15112 от 23 марта 2000 г.
12. Мазуров А.И., Блинов Н.Н. Системы прикладного телевидения (цветное телевидение в биологии и медицине). – М.: Знание, 1987. 64 с.

13. Мазуров А.И. Зрительная система как конечное звено систем медицинской интроскопии // Медицинская техника. 2006. № 2. С. 15-18.
14. Лелюхин А.С. Развитие метода мультэнергетической радиографии и разработка спектрально-рентгеновского детектора / Автореферат диссертации на соискание уч. степ. канд. техн. наук: 05.11.10. – М., 2004. 22 с.
15. Мазуров А.И. Обобщенная квантовая эффективность цифровых рентгеновских аппаратов // Медицинская техника. 2008. № 5. С. 1-4.
16. Shelkovenko T.A., Sinars D.B., Pikuz S.A. et al. Point-projection X-ray radiography using an X-pinch as the radiation source // Review of Scientific Instruments. 2001. Vol. 72. № 1. PP. 667-670.
17. Yue G.Z., Qiu Q., Gao Bo, Cheng Y. Generation of continuous and pulsed diagnostic imaging X-ray radiation using a carbon-nanotube-based field-emission cathode // Applied Physics Letters. 2002. Vol. 81. № 2. PP. 355-357.
18. Шик Я.Л. Скиалогия в рентгентехнике. – М.: Медицина, 1967.

*Николай Николаевич Блинов,
д-р техн. наук, профессор,
заведующий лабораторией № 22,
ФГУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,
Анатолий Иванович Мазуров,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
зам. директора по науке,
ЗАО «НИПК «Электрон»,
г. Москва,
e-mail: otdel-22@mail.ru*
