

## Оптимизация радиационной защиты путём устранения отсеивающего растра в цифровой рентгенографии

И.Г. Камышанская<sup>1,2</sup>, В.М. Черемисин<sup>1,2</sup>, Н.В. Перепелицина<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Санкт-Петербургский государственный университет, Правительство Российской Федерации, Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup> Городская Мариинская больница, Комитет по здравоохранению Санкт-Петербурга, Санкт-Петербург, Россия

*Проведено экспериментальное исследование возможности устранения отсеивающего растра в цифровой рентгенографии. На стационарном цифровом рентгеновском аппарате произведено 117 рентгеновских снимков тест-объектов и рентгенография органов грудной клетки с растром и без растра нескольким пациентам-добровольцам. Показана возможность проведения цифровой рентгенографии органов грудной клетки без растра. Использование «виртуальных» растров позволяет улучшить диагностическое качество снимка и снизить дозу облучения пациента более чем в 3 раза.*

**Ключевые слова:** *рассеянное излучение, цифровая рентгенодиагностика, отсеивающий растр, цифровая обработка снимка, качество изображения, снижение дозы облучения.*

### Введение

В результате рентгенографического исследования неоднородной области пациента образуется рассеянное излучение. Его интенсивность прямо пропорциональна площади и толщине объекта, а также энергии рентгеновского излучения [1]. Рассеяное (вторичное) излучение создаёт так называемое «паразитное» изображение органов, которое, накладываясь на истинное изображение, ухудшает его качество. За счёт этого происходит снижение контраста изображения, появляются дополнительные флуктуационные шумы и неравномерный фоновый сигнал по полю изображения. Интенсивность рассеянного излучения при исследовании крупных, плотных отделов тела человека, например брюшной полости, может в 10 раз превышать интенсивность первичного излучения на приёмнике изображения [1–3].

Для борьбы с рассеянным излучением традиционно используются отсеивающие растры. Однако, наряду с известным положительным влиянием растров на качество изображения, растры имеют и отрицательные свойства [3, 4]. Приёмник с растром больше по габаритам и массе, он дороже, сложен в настройке рентгеновского аппарата, требует точного центрирования. Растры ограничивают число проекций рентгенологических исследований [1]. В диагностическом процессе применение растра требует использования большей дозы облучения пациента, чем без него [1, 3–5].

В цифровых рентгеновских системах есть возможность замены отсеивающих растров программами цифровой обработки сигнала изображения или так называемыми виртуальными растрами [4, 6, 7]. В настоящее время производителями рентгеновской техники ведётся разработка подобных растров. Их внедрение позволит в несколько раз снизить дозу облучения пациента [2, 4–7].

**Цель исследования** – в эксперименте и в натуральных исследованиях показать возможность устранения отсеивающего растра из цифровой рентгенодиагностики.

### Задачи исследования

1. Исследование качества изображения с использованием и в отсутствие растра.
2. Исследование влияния растра на дозу облучения пациента.
3. Исследование эффективности использования виртуального растра.

### Материалы и методы

Исследование проводили в Городской Мариинской больнице. Для эксперимента использовали стационарный цифровой рентгеновский аппарат АРЦ-01-«ОКО» фирмы-производителя НИПК «Электрон», Россия. Облучали тест-объекты, расположенные на десятилитровой канистре с водой (имитирующей фантом пациента) перед детектором либо между двумя канистрами с водой. Снимки выполняли в ручном режиме без автоматического контроля экспозиции (АКЭ), без растра и с тремя различными растрами фирмы Lysholm (табл. 1). Применяли разные тест-объекты (рис.1). Фрукты и теннисный мяч с швейной иглой использовали для сравнительной оценки их внутренней структуры при съёмке в разных режимах. Тест-объект в виде дентального фантома использовался для оценки пространственного разрешения, подсчитывая число пар линий на мм. Тест-объект «деталь-контраст», который представлял собой матрицу из 10х10 отверстий, имеющих различную глубину от 0,13 до 2,29 мм и диаметр от 0,58 до 7,93 мм, обеспечивал пошаговое изменение контраста изображения по отношению к фону. По этому фантому считали количество различимый отверстий –

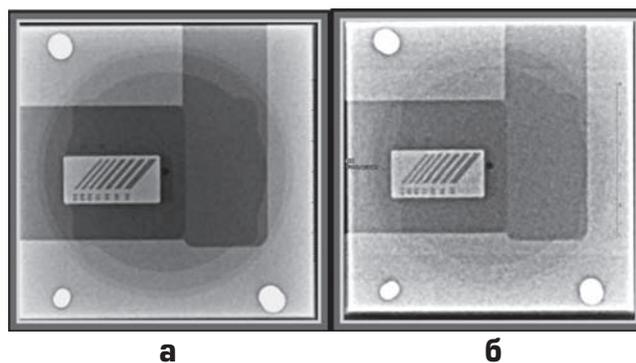
видимых точек. Если точка только намечалась, а не была четко видна, при подсчёте точек такая видимость принималась за 0,5 точки.

Исследования проводились при напряжении на трубке 70 кВ или 80 кВ, с поочерёдной установкой экспозиции 10, 17, 25, 32, 71, 100, 140, 181, 250 мАс. Качество снимков оценивали по количеству различных структур мелких объектов либо по количеству видимых линий и точек в тест-объекте. Было выполнено 117 рентгенограмм тест-объектов и две рентгенограммы органов грудной клетки в прямой проекции пациентам-добровольцам. Во время процедуры с помощью дозиметра ДРК-1 определяли произведение дозы на площадь (ПДП) в единицах сГр·см<sup>2</sup>.

По результатам исследования была создана электронная база данных. Математическую обработку результатов исследования проводили на персональном компьютере при помощи пакета программ Microsoft Excel 2007.

### Результаты и обсуждение

Изначально была выполнена серия рентгенограмм фруктов с мячом (рис. 2), потом рентгенограммы дентального тест-объекта (рис. 3). Используемые параметры исследования и значения ПДП представлены в таблице 2. Качество снимков мелких объектов, их структура и детали изображения, были сравнительно одинаковы в результате цифровой съёмки с разными растрами и без них, начиная с режима 71 мАс и 70 кВ (см. рис. 2).



**Рис. 3.** Снимки дентального тест-объекта: а – 70 кВ, 71 мАс с растром, доза 152 сГр·см<sup>2</sup>; б – 70 кВ, 17 мАс без растра, доза 32,6 сГр·см<sup>2</sup>

Применение программ постпроцессорной обработки изображения снимков, выполненных без растра, на меньших экспозициях, начиная с 10 мАс, позволило получить качество изображения, подобное снимкам с растром при больших экспозициях. При этом значение ПДП, не теряя качества снимка, можно было уменьшить максимально в 7 раз.

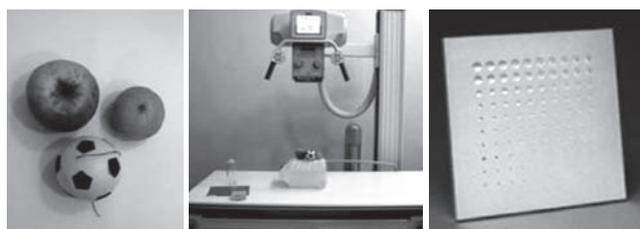
Для снимка дентального тест-объекта, выполненного с растром и параметрами 70 кВ, 71 мАс, ПДП было 152 сГр·см<sup>2</sup> (см. рис. 3а). Снимок подобного качества был выполнен с параметрами 70 кВ, 17 мАс, без растра,

Таблица 1

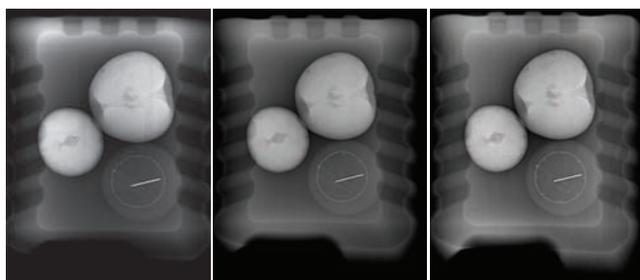
Характеристики использованных в исследовании отсеивающих растров\*

№	Отношение растра (r)	Размер решетки, мм	Частота растра, см <sup>-1</sup>	Фокусное расстояние (f), см
1	1:6	492×488	70	100
2	1:6	492×488	70	150
3	1:12	492×488	70	150

\* шведская фирма Lysholm.



**Рис. 1.** Тест-объекты, используемые в эксперименте



**Рис. 2.** Снимки мелких объектов (фруктов с мячом): а – без растра; б – с растром 1:6 f=100; в – с растром 1:12 f=150, с параметрами 70 кВ, 71 мАс, доза 152,1 сГр·см<sup>2</sup>

с ПДП 32,7 сГр·см<sup>2</sup> и получен после цифровой обработки с использованием программного обеспечения (см. рис. 3б).

Таким образом, постпроцессорная обработка снимка как один из вариантов виртуальных растров даёт возможность получить снимок тест-объектов без растра приемлемого качества с уменьшением дозы облучения от 4,7 до 7 раз.

Эксперимент был повторен на тест-объекте «деталь-контраст». Оценивалось число отверстий в виде точек, видимых на снимке (табл. 3).

Анализ полученных данных (рис. 4) показывает, что лучшее качество изображения получается при использовании растра с отношением r=1:6, фокусным расстоянием f=100 см и при экспозиции 140 мАс.

Сравнивая рентгеновские изображения, полученные с использованием растра (r=1:6; f=100) и без него (рис. 5), видно, что при малых значениях экспозиции (в нашем случае до 72 мАс) качество снимка, точнее его пространственное разрешение, во всех случаях одинаково и не зависит от характеристик растра, а также от его наличия или отсутствия. В случае, когда исследуется крупный объект и требуется большая экспозиция, качество снимка, выполненное без растра, становится хуже. При этом изображение данного объекта можно скорректировать, используя специальные программы цифровой обработки.

Таблица 2

Параметры исследования и дозы облучения при снимках объектов

1:6 f = 100			Без растра			1:12 f = 150		
*кВ	*мАс	*сГр·см <sup>2</sup>	кВ	мАс	сГр·см <sup>2</sup>	кВ	мАс	сГр·см <sup>2</sup>
70	10	19,5	70	10	19,5	70	10	19,6
70	17	32,7	70	17	32,6	70	17	32,7
70	25	52,3	70	25	52,3	70	25	52,3
70	32	67,3	70	32	67,3	70	32	67,3
70	71	152,1	70	71	152,1	70	71	152,1
70	100	214,3	70	100	214,3	70	100	215,1
70	140	300,6	70	140	301,3	70	140	301,3
70	181	387,6	70	181	387,6	70	181	388,3
70	250	543,2	70	250	543,2	70	250	543,2
80	10	26,7	80	10	26,7	80	10	26,4
80	17	44,1	80	17	44,1	80	17	44,1
80	25	70,3	80	25	70,3	80	25	70,3
80	32	90,6	80	32	90,6	80	32	89,8
80	71	201,6	80	71	201,6	80	71	200,8
80	100	284,1	80	100,	284,8	80	100	283,3
80	140	398,8	80	140	398,8	80	140	397,3
80	181	520,7	80	181	520,7	80	181	520,7
80	250	723,2	80	250	723,2	80	250	730,7

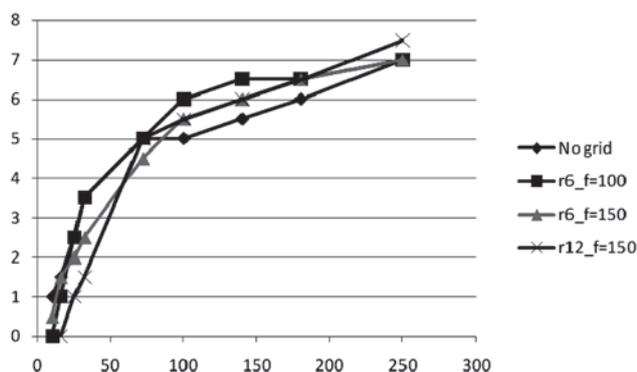
\* кВ – напряжение на рентгеновской трубке; мАс – величина экспозиции, сГр·см<sup>2</sup> – ПДП.

Таблица 3

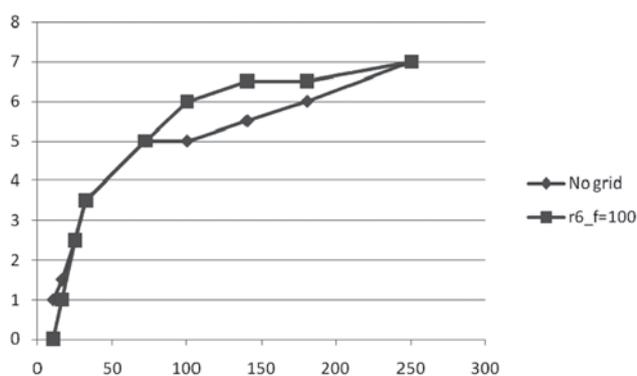
Оценка качества изображения по тест-объекту «деталь-контраст»

Без растра			*r = 1:6; f = 100			r = 1:6; f = 150			r = 1:12; f = 150			ПДП
*кВ	*мАс	*points	кВ	мАс	points	кВ	мАс	points	кВ	мАс	points	*сГр·см <sup>2</sup>
70	10	1	70	10	0	70	10	0,5	70	10	0	19,6
70	16	1,5	70	16	1	70	16	1,5	70	16	0	32,7
70	25	2,5	70	25	2,5	70	25	2	70	25	1	52,3
70	32	3,5	70	32	3,5	70	32	2,5	70	32	1,5	67,3
70	72	5	70	72	5	70	72	4,5	70	72	5	152,1
70	100	5	70	100	6	70	100	5,5	70	100	5,5	215,1
70	140	5,5	70	140	6,5	70	140	6	70	140	6	301,3
70	180	6	70	180	6,5	70	180	6,5	70	180	6,5	388,3
70	250	7	70	250	7	70	250	7	70	250	7,5	543,2

\* кВ – напряжение на рентгеновской трубке; мАс – величина экспозиции; points – количество точек, видимых на снимке тест-объекта; r – отношение растра; f – фокусное расстояние; сГр·см<sup>2</sup> – ПДП.

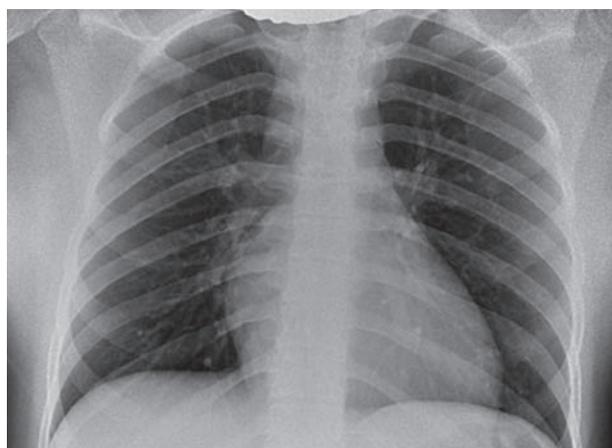


**Рис. 4.** Зависимость количества видимых точек тест-объекта (ось ординат) от величины экспозиции (ось абсцисс в мАс) при использовании различных растров ( $r$  – отношение растра,  $f$  – фокусное расстояние) и без растра (no grid)



**Рис. 5.** Зависимость качества изображения, полученного при съёмке с растром  $r = 1:6$ ;  $f = 100$  и без растра (no grid)

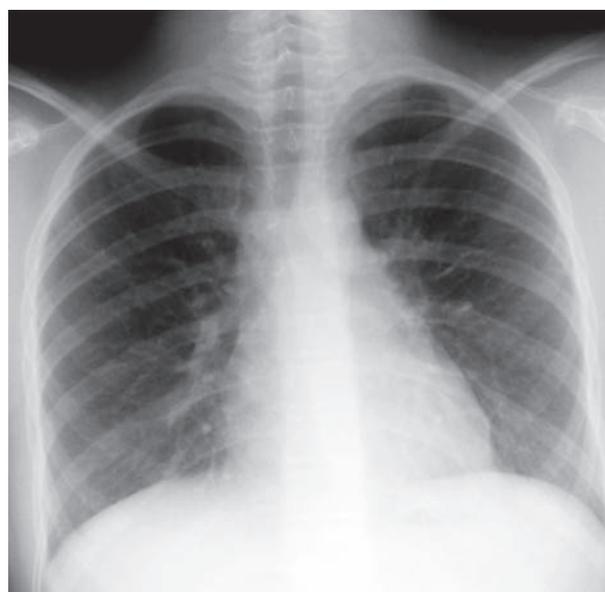
Для подтверждения вышесказанного были выполнены снимки органов грудной клетки пациентам без использования растров (рис. 6, 7). Качество снимков было сопоставлено с качеством снимка пациента, выполненного с растром (рис. 8).



**Рис. 6.** Рентгенограмма органов грудной полости после цифровой обработки, выполненная без растра, пациенту массой тела 55 кг



**Рис. 7.** Рентгенограмма органов грудной полости после цифровой обработки, выполненная без растра, пациенту массой тела 90 кг



**Рис. 8.** Рентгенограмма органов грудной полости без цифровой обработки, выполненная с растром, пациенту массой тела 45 кг

Эффективная доза пациента за исследование органов грудной клетки без растра была равна 0,014 мЗв (см. рис. 6).

Оказалось, что за рентгенографию органов грудной клетки с растром пациент на 10 кг меньшего веса получил сравнительно большую эффективную дозу – 0,044 мЗв, что в сравнении с дозой при выполнении исследования без растра в 3 раза больше. При этом качество изображения, полученное без растра (см. рис. 6), не уступало качеству снимка, выполненному с растром (см. рис. 8), особенно после его цифровой обработки.

Была выполнена рентгенография органов грудной клетки также пациенту гиперстенического телосложения с относительно большой массой тела (рис. 7).

Эффективная доза за снимок без растра пациента весом 90 кг составила 0,03 мЗв, что меньше, если сравнивать с дозой за снимок, выполненной с растром, пациенту

весом 45 кг. Качество рентгеновского снимка органов грудной клетки пациента с большим весом (см. рис. 7) получилось незначительно хуже, чем качество снимка пациента с меньшей массой тела (см. рис. 6), но было достаточным, чтобы исключить патологию.

Погоня за лучшим качеством снимка в ущерб здоровью пациента не оправдана. Согласно принципу ALARA (As Low As Reasonably Achievable), доза диагностического исследования пациента должна быть настолько мала, насколько это возможно при достаточном для постановки диагноза качестве изображения [1]. В связи с этим наше исследование показало, что цифровая обработка рентгеновского снимка без растра позволяет добиться достаточного для диагностики качества снимка и значительно снизить дозу облучения пациента.

Основываясь на полученных результатах и данных литературы [1, 3–6], можно с уверенностью утверждать, что при цифровой рентгенографии конечностей и органов грудной клетки отсеивающие растры могут быть заменены на «виртуальные» без ухудшения качества изображения с точки зрения постановки диагноза, но со значительным снижением дозы облучения пациента. Таким образом, переход к цифровым технологиям не только позволяет разрабатывать новые методики рентгенологических исследований, но и расширяет технические возможности для дальнейшего снижения дозовых нагрузок пациентов.

### Выводы

1. В ходе экспериментального исследования была показана принципиальная возможность использования цифровой рентгенографии органов грудной клетки без растра.

2. Отказ от использования отсеивающего растра в цифровой рентгенографии малых и прозрачных объектов (конечностей, органов грудной клетки) слабо влияет на качество изображения.

3. Отказ от использования растра при цифровой рентгенографии крупных и плотных объектов также возможен. Изображение получается сравнительно хуже, но диагностически – достаточного качества для исключения патологии.

4. Постпроцессорная цифровая обработка снимков, выполненных без растра, позволяет добиться равного диагностического качества изображения, что и снимков, выполненных с растром.

5. Доза пациента при рентгенографии органов грудной клетки без использования растра может быть уменьшена в 3 и более раз.

6. Дальнейшая разработка виртуальных растров, в том числе улучшение программ цифровой обработки снимков, даст возможность производителям рентгеновской техники полностью отказаться от растров, снизив дозовую нагрузку на пациентов и уменьшив финансовые затраты на оборудование.

### Литература

1. Мазуров, А.И. Борьба с рассеянным излучением в цифровых рентгеновских аппаратах / А.И. Мазуров // Увидеть невидимое : сб. науч. трудов. – Вып. 2. – СПб.: ООО «СПб СРП «Павел» ВОГ», 2012. – С. 85–97.
2. Бонтрагер, К.Л. Руководство по рентгенографии с рентгеноанатомическим атласом укладок / К.Л. Бонтрагер. – М.: Интелмедтехника, 2005.
3. Блинов, Н.Н. Теоретическое обоснование, исследование и разработка методов и средств минимизации лучевой нагрузки в современных рентгенодиагностических аппаратах : дис. ... д-ра техн. наук: 05.11.10. / Н.Н. Блинов. – М., 2004. – 289 с.
4. Мазуров, А.И. Исследования по оптимизации растров для цифровых рентгеновских аппаратов / А.И. Мазуров [и др.]. – СПб.: ЗАО «НИИПК «Электрон», 2008. – 18с.
5. Мазуров, А.И. Оптимизация технических средств рентгенологической службы лечебно-профилактических учреждений / А.И. Мазуров, Г.Н. Пахарьков // Вестник Северо-Западного регионального отделения Академии медико-технических наук. – 2003. – № 7. – С. 102–107.
6. Камышанская, И.Г. Снижение лучевых нагрузок при исследованиях на цифровых рентгеновских аппаратах / И.Г. Камышанская, А.И. Мазуров // Биотехносфера. – 2010. – № 4 (10) – С. 33–37.
7. Мазуров, А.И. Эволюция приемников рентгеновских изображений / А.И. Мазуров // Медицинская техника. – 2004. – № 5. – С. 34–37.
8. Кантер, Б.М. Исследование и разработка методов и средств рентгеновской цифровой медицинской диагностики : автореф. дисс. ...доктора тех. наук / Б.М. Кантер. – М., 2000.
9. Элинсон, М.Б. Пути снижения лучевых нагрузок в рентгенодиагностике / М.Б. Элинсон, А.И. Мазуров // Материалы Невского радиологического форума «Наука-клиника», Санкт-Петербург, 9–12 апреля 2005 г. – СПб., 2005. – С.404.
10. Заявка США US 2010046822 на изобретение «Virtual grid imaging method and system for eliminating scattered radiation effect» опубликована 25.02.2010.

Поступила: 14.05.2015 г.

✉ *Камышанская Ирина Григорьевна (Kamyshanskaja Irina Grigor'evna)* – кандидат медицинских наук, доцент, завуч курса лучевой диагностики и лучевой терапии кафедры онкологии Санкт-Петербургского государственного университета, заведующая рентгеновским отделением Городской Мариинской больницы. Адреса: Санкт-Петербург, 21-я линия Васильевского острова, д. 8; Санкт-Петербург, Литейный пр., д. 56. Телефон: 8-911-238-44-31. E-mail: irinaka@mail.ru

*Черемисин Владимир Максимович (Cheremisin Vladimir Maksimovich)* – руководитель курса лучевой диагностики и лучевой терапии кафедры онкологии Санкт-Петербургского государственного университета, заведующий отделом лучевой диагностики Городской Мариинской больницы. Адреса: Санкт-Петербург, 21-я линия Васильевского острова, д. 8; Санкт-Петербург, Литейный пр., д. 56. Телефон: 8-911-278-93-83. E-mail: vm\_cher@mail.ru

*Перепелицина Надежда Владимировна (Perpelicina Nadezhda Vladimirovna)* – клинический ординатор курса лучевой диагностики и лучевой терапии кафедры онкологии на базе Мариинской больницы Санкт-Петербургского Государственного университета. Адрес : Санкт-Петербург, 21-я линия Васильевского острова, д. 8. E-mail: nadin\_16@bk.ru

I.G. Kamyshanskaja<sup>1,2</sup>, V.M. Cheremisin<sup>1,2</sup>, N.V. Perepelicina<sup>1</sup>

Optimization of radiation protection by eliminating weeds out raster digital radiography of the chest

<sup>1</sup> Saint-Petersburg State University, The Russian Government, Saint-Petersburg, Russia

<sup>2</sup> City Mariinskaya hospital, The health Committee of Saint-Petersburg, Saint-Petersburg, Russia

**Abstract**

*An experimental study of the possibility of eliminating the raster digital radiography. On stationary digital x-ray machine produced 117 x-ray images of the test object and x-rays of the chest cavity with the grid and without him several patients-volunteers. Proven ability to eliminate grid digital radiography by digital processing of images, made without the grid that reduces dose radiation exposure of the patient more than in 3 times. «Virtual» grids enough improve the diagnostic quality of the photo to eliminate the pathology.*

**Key words:** *diffuse radiation, digital x-ray diagnostics, option and keeps out grid, digital signal processing, image quality, decrease the dose of irradiation*

**References**

1. Mazurov, A.I. Bor'ba s rassejannym izlucheniem v cifrovyyh rentgenovskih apparatah / A.I. Mazurova // Uvidet' nevidimoe. – Sbornik nauch. trudov. – Vypusk 2. – SPb.: OOO "SPb SRP "Pavel" VOG", 2012. – S. 85–97.
2. Bontrager, K.L. Rukovodstvo po rentgenografii s rentgenoanatomicheskim atlasom ukkladok / K.L. Bontrager. – M.: Intelmedtehnika, 2005.
3. Blinov, N.N. Teoreticheskoe obosnovanie, issledovanie i razrabotka metodov i sredstv minimizacii luchevoj nagruzki v sovremennyh rentgenodiagnosticheskikh apparatah : dis. ... d-ra tehn. nauk: 05.11.10. / N.N. Blinov. – M., 2004. – 289 s.
4. Mazurov, A.I. Issledovaniya po optimizacii rastrov dlja cifrovyyh rentgenovskih apparatov / A.I. Mazurov [i dr.]. – SPb.: ZAO «NIIPK «Jelektron», 2008. – 18 s.
5. Mazurov, A.I. Optimizacija tehniceskikh sredstv rentgenologicheskoy sluzhby lechebno-profilakticheskikh uchrezhdenij / A.I. Mazurov, G.N. Pahar'kov // Vestnik Severo-Zapadnogo regional'nogo otdelenija Akademii mediko-tehniceskikh nauk. – 2003. – № 7. – S. 102–107.
6. Kamyshanskaja, I.G. Snizhenie luchevyh nagruzok pri issledovaniyah na cifrovyyh rentgenovskih apparatah / I.G. Kamyshanskaja, A.I. Mazurov // Biotehnosfera. – 2010. – № 4 (10) – S. 33–37.
7. Mazurov, A.I. Jevoljucija priemnikov rentgenovskih izobrazhenij / A.I. Mazurov // Medicinskaja tehnika. – 2004. – № 5. – S. 34–37.
8. Kanter, B.M. Issledovanie i razrabotka metodov i sredstv rentgenovskoj cifrovoj medicinskoj diagnostiki : avtoref. diss. ...doktora teh. nauk / B.M. Kanter. – M., 2000.
9. Jelinson, M.B. Puti snizhenija luchevyh nagruzok v rentgenodiagnostike / M.B. Jelinson, A.I. Mazurov // Materialy Nevskogo radiologicheskogo foruma «Nauka-klinike», Sankt-Peterburg, 9–12 aprelja 2005 g. – SPb., 2005. – S.404.
10. Zajavka SShA US 2010046822 na izobretenie «Virtual grid imaging method and system for eliminating scattered radiation effect» opublikovana 25.02.2010.