

# Медицинская ТЕХНИКА

ISSN 0025-8075

5

Volume 44 Number 4 • November 2010

## Biomedical Engineering

МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА  
(Meditsinskaya Tekhnika)

Translated from Russian

Available  
online

Springer

10527 • ISSN 0006-908X  
44(4) 121-162 (2010)

ISSN 0025-8075  
Медицинская  
ТЕХНИКА

5

АМИКО  
рентгенотехника

CE 0483

Програ

МОСКВА • 2010

Медицинская  
ТЕХНИКА

7



МОСКВА • 2011

МОСКВА • 2014

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 малококонтрастных 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  $\delta$  ( $\delta = I_S / I_P$ ) – интегральных интенсивностей прямого  $I_S$  (первичного) и рассеянного  $I_P$  (вторичного) излучений для водного фантома – показано, что  $\delta$  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 растры, 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»  $\Sigma$ , используемое при оценке эффективности свинцовых растров:

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

где  $\delta$  – отношение интенсивности рассеянного излучения к интенсивности первичного до раstra;  $\delta'$  – отношение интенсивности рассеянного излучения к интенсивности первичного после раstra.

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

$r$	Отношение $r$	$T_p$	$T_s$	$\Sigma$
№ 1	6:1	0,66	0,23	2,87
№ 2	12:1	0,61	0,10	6,10
№ 3	16:1	0,59	0,07	8,43

Растр состоит из тонких пластинок свинца – ламелей, разделенных материалом, слабо поглощающим рентгеновское излучение, например углепластиком (рис. 1). Ламели запрессованы между двумя пластинами из алюминия, предохраняющими их от повреждений. Плоскости ламелей, как показано на рисунке, направлены на определенную точку в пространстве. Поэтому преимущественное ослабление рассеянного излучения по сравнению с первичным достигается за счет точного совмещения фокусного пятна рентгеновской трубки с этой точкой.

Основными параметрами растров являются фокусное расстояние  $F$ , частота растра  $N$  и отношение растра  $r$ . Фокусное расстояние растра  $F$  измеряется от центра его поверхности до виртуальной точки (фокус растра), в которой сходятся линии, являющиеся продолжением плоскостей ламелей в сторону фокусного пятна рентгеновской трубки.

Частота растра определяется количеством ламелей на 1 см и вычисляется по выражению

$$N = \frac{1}{(D+d)},$$

где  $D$  – толщина ламели;  $d$  – толщина промежуточного материала.

Отношение растра определяется отношением толщин самого растра и промежуточного материала:

$$r = h_r / d,$$

где  $h_r$  – толщина растра.

Это главный параметр, определяющий прозрачность растра для первичного пучка излучения  $T_p$  и вторичного  $T_s$  и, следовательно, избирательность растра  $\Sigma$  [5].

В табл. 1 приведены значения избирательности  $\Sigma$  для трех растров, выпускаемых фирмой «Lysholm» (Швеция), с разной величиной отношения  $r$  при напряжении на рентгеновской трубке 100 кВ.

Установка в аппарате растра увеличивает контраст изображения в  $\eta_k$  раз:

$$\eta_k = \frac{1+\delta}{1+\frac{\delta}{\Sigma}},$$

а отношение сигнал/шум на входе приемника – в  $\eta_\psi$  раз:

$$\eta_\psi = \sqrt{T_p \frac{1+\delta}{1+\frac{\delta}{\Sigma}}}.$$

При этом, чтобы компенсировать потерю чувствительности аппарата, необходимо увеличить ток рентгеновской трубки в  $\eta_D$  раз [5]:

$$\eta_D = \frac{1+\delta}{T_p \cdot \left(1+\frac{\delta}{\Sigma}\right)}.$$

В итоге:

- растр, как любой объект, который попадает в пучок рентгеновского излучения, формирует на входе приемника изображение своей структуры. Это изображение является артефактом (паразитным) и должно быть подавлено;
- вместе с подавлением вторичного излучения растр частично ослабляет интенсивность изображения в прямом пучке. Как видно из табл. 1 характеристик растров фирмы «Lysholm», прозрачность для прямого пучка излучения составляет от 0,66 ( $r = 6:1$ ) до 0,59

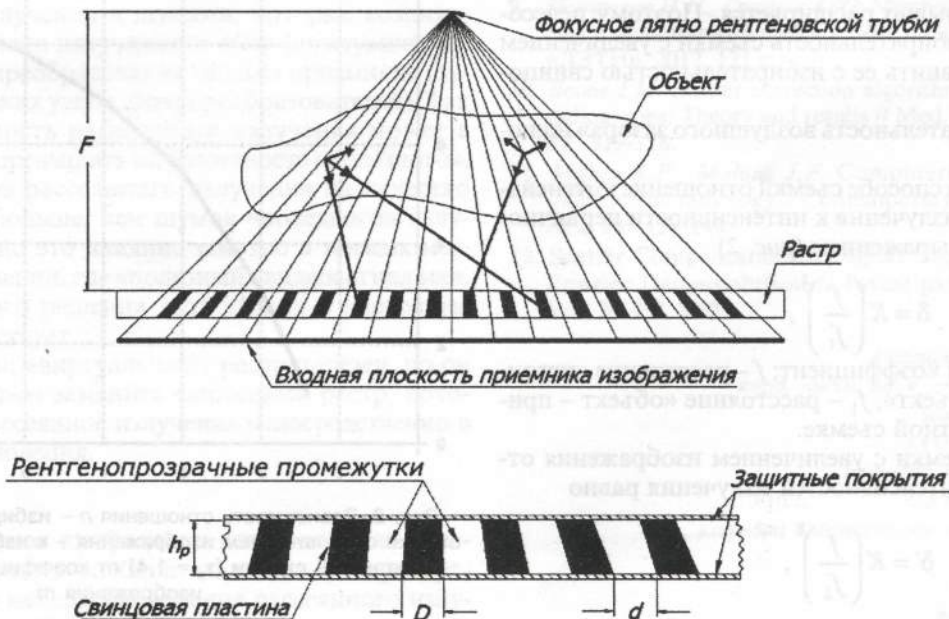


Рис. 1. Принцип действия и конструкция свинцового растра

( $r = 16:1$ ). С уменьшением напряжения прозрачность растра ухудшается;

- растр ограничивает диапазон изменения фокусного расстояния, так как при отклонении фокусного расстояния от номинального также происходит уменьшение его прозрачности. В рентгеновском аппарате положения фокусного пятна рентгеновской трубки и фокуса растра должны совпадать. Неточное центрирование рентгеновской трубки или наклон растра относительно оси пучка излучения также уменьшают пропускание растра. При этом неравномерность пропускания по полю изображения будет несимметричной. Особенно усложняется настройка аппарата, если растр имеет большое отношение, например  $r = 16:1$ ;
- растр увеличивает габариты, массу и размеры приемника изображения, а также стоимость аппарата.

Поскольку свинцовые растры имеют отмеченные выше недостатки, в ряде случаев целесообразно использовать альтернативные конструкции растров [6].

### Метод воздушного зазора

Снизить уровень рассеянного излучения в плоскости приемника изображения можно за счет удаления пациента или исследуемого органа от приемника, т. е. используя схему съемки с прямым увеличением изображения. Для реализации этой схемы необходим микрофокусный (точечный) источник излучения [7]. Метод основан на том, что интенсивность излучения точечного источника уменьшается обратно пропорционально квадрату расстояния от источника. Съемка с прямым увеличением изображения в общей рентгенологии еще не получила широкого применения из-за отсутствия мощных микрофокусных источников рентгеновского излучения и невозможности вписать в ограниченное входное окно приемника изображения органы больших размеров. Однако в последнее время в целом ряде специальных разделов рентгенологии интенсивно исследуется возможность применения микрофокусной рентгенографии [8], [9], в том числе съемка с увеличением изображения размеров исследуемого органа. Сегодня можно констатировать, что микрофокусная рентгенография уверенно формируется как самостоятельное направление рентгенографии и круг ее применения непрерывно расширяется. Поэтому целесообразно оценить избирательность съемки с увеличением изображения и сравнить ее с избирательностью свинцовых растров.

Понятие «избирательность воздушного зазора» иллюстрируется рис. 2.

При контактном способе съемки отношение интенсивности вторичного излучения к интенсивности первичного  $\delta$  определяется выражением (рис. 2)

$$\delta = K \left( \frac{f}{f_1} \right)^2,$$

где  $K$  – постоянный коэффициент;  $f$  – расстояние «источник излучения – объект»;  $f_1$  – расстояние «объект – приемник» при контактной съемке.

При способе съемки с увеличением изображения отношение этих же интенсивностей излучения равно

$$\delta' = K \left( \frac{f}{f_2} \right)^2,$$

где  $f_2$  – расстояние «объект – приемник изображения» при съемке с увеличением.

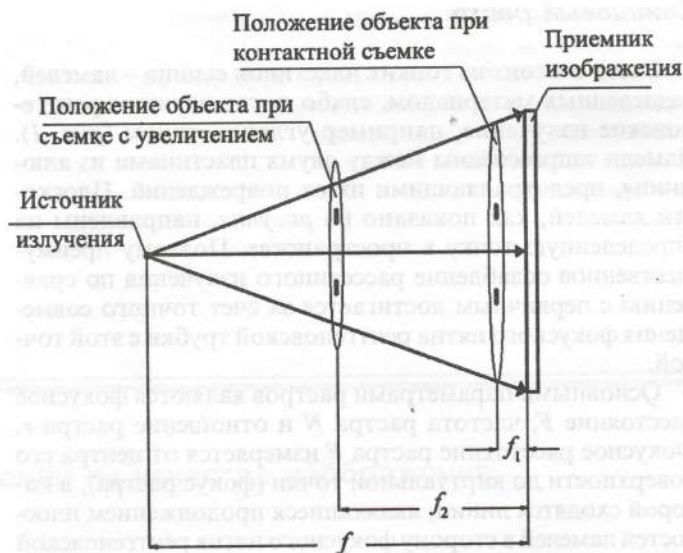


Рис. 2. К оценке метода избирательности воздушного зазора

В соответствии с рис. 2, избирательность воздушного зазора при съемке с увеличением изображения будет равна

$$\Sigma_{a.z.} = \frac{\delta}{\delta'} = \left( \frac{f_2}{f_1} \right)^2.$$

Если выразить величины  $f_2$  и  $f_1$  через коэффициенты увеличения изображения объекта  $m_k$  – при контактной съемке и  $m_y$  – при съемке с увеличением:

$$m_k = \frac{f}{f - f_1}; \quad m_y = \frac{f}{f - f_2},$$

то можно получить окончательное выражение для определения избирательности воздушного зазора:

$$\Sigma_{a.z.} = \left[ \frac{(m_y - 1)m_k}{(m_k - 1)m_y} \right]^2.$$

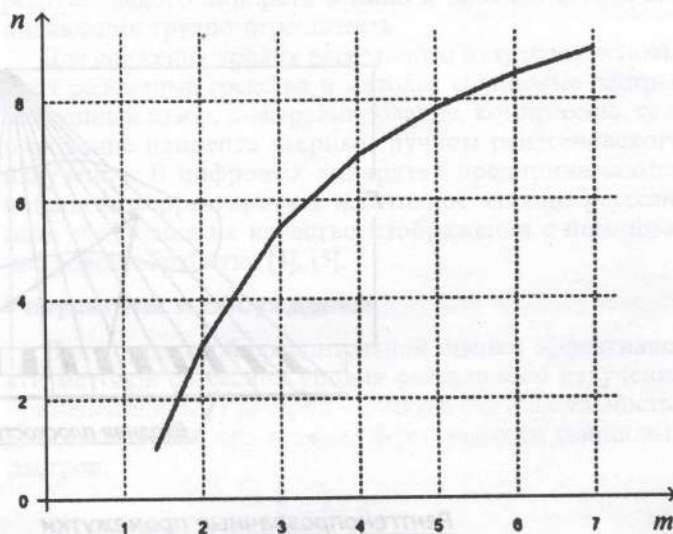


Рис. 3. Зависимость отношения  $n$  – избирательности схемы съемки с увеличением изображения – к избирательности схемы контактной съемки ( $\tau_x = 1,4$ ) от коэффициента увеличения изображения  $m$

Результаты расчета избирательности воздушного зазора в способе съемки с увеличением изображения по

отношению к контактному способу съемки ( $m_k = 1,4$ ) в зависимости от коэффициента увеличения изображения  $m$ , представлены на рис. 3.

Как видно при пятикратном увеличении объекта, значения избирательности раstra с отношением 16:1 и воздушного промежутка близки друг другу. Таким образом, микрофокусная схема съемки с увеличением изображения объекта в 5 раз позволяет отфильтровать вторичное излучение так же хорошо, как и высококачественный растр. При этом фильтрация рассеянного излучения воздушным зазором свободна от всех недостатков фильтрации свинцовым растром:

- поглощения полезного излучения;
- муара от структуры раstra;
- зависимости от фокусного расстояния;
- необходимости «ювелирной» установки раstra.

Кроме того, отсутствие раstra уменьшает габариты, вес и стоимость аппарата.

### «Виртуальный» растр

С развитием цифровой рентгентехники, обеспечивающей более широкий диапазон экспозиций при съемке по сравнению с рентгеновской пленкой, стали интенсивно проводить исследования, направленные на замену свинцовых растров так называемыми виртуальными растрами – программами цифровой обработки сигнала изображения [10], [11]. Чтобы заменить свинцовый растр «виртуальным», необходимо решить, как минимум, три задачи:

- повысить контраст изображения, который снижен из-за попадания рассеянного излучения на вход приемника. Эта задача решается относительно просто путем ограничения цифрового сигнала изображения по минимальным сигналам пикселей;
- компенсировать ту составляющую сигнала изображения, которая сформирована на входе приемника рассеянным излучением и смешана с «полезным» изображением. Изображение в рассеянном излучении имеет более узкий спектр пространственных частот, что может быть использовано для его фильтрации;
- компенсировать шумы выходного изображения, обусловленные рассеянным излучением. Эти шумы вызваны квантовыми шумами входного изображения в рассеянном излучении и шумами, которые возникают от рассеянного излучения за счет флуктуаций коэффициентов преобразования звеньев приемника (экранов, оптических узлов, фотопреобразователей). Так как интенсивность рассеянного излучения может в несколько раз превышать интенсивность «полезного», влияние шумов рассеянного излучения на качество изображения больше, чем шумов «полезного» излучения. Особенно это влияние заметно в темных местах на изображении, где «полезный» видеосигнал мал. Однако полного решения этой задачи в настоящее время не существует.

Таким образом, «виртуальный» растр полезен, но он не может полностью заменить свинцовый растр, который подавляет рассеянное излучение непосредственно в месте его возникновения.

### Заключение

1. Заимствованное из практики использования свинцовых растров понятие «избирательность», распространенное на прочие методы подавления рассеянного излучения, позволяет количественно сравнивать эти методы друг с другом.

2. Несмотря на все недостатки свинцовых растров, они по-прежнему остаются основным инструментом подавления рассеянного излучения в большинстве классов рентгеновских аппаратов. Исключения составляют сканирующие и микрофокусные аппараты с многократным увеличением изображения.

3. Поиски замены свинцовых растров продолжаются. Известны два направления поисков: цифровая обработка изображения и рентгеновская оптика.

4. Важность борьбы с рассеянным излучением характеризует выражение для обобщенной квантовой эффективности аппарата

$$\xi_{\text{об}} = \xi / (1 + \delta),$$

где  $\xi$  – квантовая эффективность аппарата при отсутствии рассеянного излучения.

Очевидно, что при проведении рентгенологических исследований необходимо одновременно использовать все доступные способы подавления рассеянного излучения.

### Список литературы:

1. *Hondiss W.* Grids to reduce scattered x-ray in medical radiography // Philips Research Reports. Supplements. 1964. № 1. PP. 1-10.
2. Физика визуализации изображений в медицине. В 2-х томах. Т. 1 / Под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991.
3. *Мазуров А.И.* Обобщенная квантовая эффективность цифровых рентгеновских аппаратов // Медицинская техника. 2008. № 5. С. 15-19.
4. *Ребони В.О., Мазуров А.И., Лейферкус Я.С.* Способ коррекции цифровых изображений / Патент на изобретение РФ № 2434288 от 8.06.2010.
5. *Мазуров А.И.* Борьба с рассеянным излучением в цифровых рентгеновских аппаратах / Сб. «По пути прогресса – к новым достижениям», под ред. Г.В. Анцева. – СПб.: ОАО НПП «Радар ММС», 2006. С. 304-309.
6. *Kruger D.G., Abreu C.C. et al.* Imaging Characteristics of X-ray capillar optics in digital mammography // Med. Phys. 2006. Vol. 23 (2). PP. 187-196.
7. *Васильев А.Ю.* Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике. – М.: Логос, 1998.
8. *Потрахов Н.Н.* Микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – СПб.: Элмор, 2007.
9. *Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю.* Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике. – СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012. 121 с.
10. *Boone I.M.* Scatter correction algorithm for digitally acquired radiographs: Theory and results // Med. Phys. 1986. Vol. 13 (3). PP. 319-328.
11. *Maher K.P., Malone J.F.* Computerized scatter correction in diagnostic radiology // Contemporary Physics. 1997. Vol. 38. № 2. PP. 131-148.
12. Scatter Compensation in Digital Chest Radiography using Fourier Deconvolution // Investigative Radiology. 1989. Vol. 24. PP. 30-33.

Анатолий Иванович Мазуров,  
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,  
зам. директора по науке,  
ЗАО «НИПК «Электрон»,  
Николай Николаевич Потрахов,  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра электронных приборов и устройств,  
СПбГЭТУ ЛЭТИ,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: otdel-22@mail.ru