

Оценка влияния рассеянного в теле пациента излучения на характеристики тракта формирования цифрового рентгеновского изображения

Аннотация

Представлены методы оценки уровня рассеянного в теле пациента излучения при проведении исследований с использованием цифровых рентгенографических систем. Проводится оценка деградации из-за наличия рассеянного излучения пространственной разрешающей способности, функции передачи модуляции, а также квантовой эффективности регистрации диагностического оборудования всех типов цифровых приемников рентгеновского изображения, находящихся в эксплуатации на территории Российской Федерации.

Феномен рассеянного в теле пациента излучения, доля которого в общем потоке рентгеновских квантов, попадающих на детектор, зависит от качества излучения, геометрии съемки и толщины исследуемого объекта, хорошо изучен: по вопросам вредного воздействия данного типа излучения на персонал и пациентов, влияния его на качество формируемых изображений, по аппаратным методам существенного уменьшения этого влияния при использовании отсеивающих растров различных конструкций опубликовано множество работ, среди которых для примера отметим лишь наиболее общие [1]-[4]. Однако в этих публикациях в основном идет речь об аналоговых системах с приемниками на основе комбинации флуоресцентный экран + рентгеновская пленка либо на базе усилителей рентгеновского изображения (УРИ). В отечественной научной литературе имеются отдельные публикации, посвященные оценке влияния рассеянного излучения на характеристики цифровых рентгенографических систем. Например, влиянию рассеяния на оценки эффективного отношения сигнал/шум и пространственной разрешающей способности для сканирующей системы на основе линейки полупроводниковых детекторов и проекционной системы на основе рентгеновской камеры с ПЗС-матрицей посвящены работы [5], [6]; вопросы выбора параметров отсеивающих растров, используемых совместно с цифровыми приемниками проекционного типа, рассмотрены в [7]. В зарубежных публикациях приведены данные по эффективной квантовой эффективности регистрации (effective Detective Quantum Efficiency – $eDQE$), представляющей собой оценку квантовой эффективности регистрации (DQE) цифрового рентгеновско-

го приемника при наличии в рентгеновском пучке, падающем на поверхность приемника, рассеянного излучения, для ряда используемых в настоящее время в клинической практике типов цифровых приемников рентгеновского изображения, там же представлены сведения, касающиеся функции передачи модуляции (Modulation Transfer Function – MTF) для части из рассмотренных приемников [8], [9].

Однако, на наш взгляд, для клинической практики было бы интересно и полезно сравнить степень деградации (из-за наличия рассеянного излучения) не только обобщенных характеристик качества формирования изображений в цифровых системах (таких как $eDQE$ и MTF), но и более традиционных параметров, например пространственной разрешающей способности. Подобный совместный анализ для всех эксплуатируемых в Российской Федерации типов цифровых приемников рентгеновского изображения (проекционные и сканирующие системы) был проведен в рамках обсуждаемой работы, и его результаты представлены в данной публикации.

Материалы и методы

Экспериментальным исследованиям подверглись пять систем проекционного типа и одна сканирующая система. В качестве проекционных систем рассматривались аппараты для общей рентгенодиагностики «CR Classic» (на основе фотостимулируемых люминофоров, производство компании «Kodak») и «Definium AMX-700» (с плоской панелью на основе аморфного кремния, производство компании «GE»), флюорографический комплекс АМЦР-1 на основе УРИ от компании «СпектрАп», циф-

Таблица 1

Медико-технические характеристики аппаратов, участвовавших в эксперименте

Тип приемника	Название системы и производитель	Размер пиксела, мм	Пространственная разрешающая способность, п.л./мм	Фокусное расстояние, см	Размер приемника, см	Средняя рабочая доза в плоскости приемника, мкГр	$DQE(0)$, %
CR	Kodak Classic	0,098	5	170	35x45	5	18
Плоская панель на основе аморфного кремния	GE Definium, AMX-700	0,2	2,5	150	41x41	3	65
УРИ	СпектрАп, АМЦР-1	0,087	5,7	165	20x20	0,3	55
Экран + оптика + ПЗС-матрица	С.П. Гелпик, БАРС-Ренекс	0,18	2,8	120	39x39	6	8
Плоская панель на основе аморфного селена	Fujifilm, Amulet	0,05	10	65	24x30	110	50
Сканирующий твердотельный	РентгенПром, ПроСкан-7000	0,16	3,1	140	41x41	4	2

ровой флюорограф «БАРС-Ренекс» с трактом формирования изображения, основанном на комбинации сцинтилляционный экран + светосильная оптика + ПЗС-матрица (производство компании «С.П. Гелпик»), а также маммограф «Amulet» компании «Fujifilm» с приемником, содержащим плоскую панель на основе аморфного селена. Сканирующие системы были представлены малодозовым цифровым флюорографом «ПроСкан-7000» (производство компании «РентгенПром»), в котором в качестве приемника используется линейка твердотельных детекторов. В табл. 1 приведены основные медико-технические характеристики систем, участвовавших в исследовании.

Рентгеновский пучок формировался для каждого аппарата в соответствии с размером входной плоскости приемника. С целью оценки именно влияния рассеянного излучения на изучаемые параметры все эксперименты проводились в отсутствие аппаратных средств подавления рассеянной компоненты рентгеновского излучения (т. е. на время эксперимента удалялись отсеивающие растры из аппаратов, в конструкции которых они были предусмотрены).

Пространственная разрешающая способность оценивалась традиционным экспертным методом с помощью миры с пространственным разрешением до 10 п.л./мм (толщина свинцовых полосок 50 мкм), производство компании «PTW Freiburg».

Рассеянное излучение формировалось при помощи фантома-рассеивателя, представляющего собой набор пластин из полиметилметакрилата (ПММА), имеющих толщину 0,5 или 1 см каждая. Толщина рассеивающего фантома варьировалась в диапазоне от 5 до 20 см, причем нижняя граница диапазона по характеристикам рассеяния примерно соответствовала грудной клетке ребенка, а верхняя – грудной клетке взрослого полного человека. Фантом располагался вплотную к плоскости приемника изображения, а мира, в свою очередь, устанавливалась в одной из двух позиций:

- на входной плоскости фантома-рассеивателя;
- между фантомом-рассеивателем и входной плоскостью детектора.

В условиях испытательной лаборатории ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ» на CR-системе «Kodak» был проведен дополнительный эксперимент, в котором, помимо указанных выше положений, мира устанавливалась в середине фантома-рассеивателя. Такое расположение тест-объекта позволяло получить представление о зависимости размеров патологии, которая может быть потенциально диагностирована, от глубины залегания данной патологии в обследуемом объекте и от уровня рассеянного излучения, возникающего в объекте.

Доля рассеянного излучения в общем потоке попадающих на приемник рентгеновских квантов – обозначим ее в соответствии с принятой международной терминологией как коэффициент SF (Scatter Fraction) – определялась в соответствии с выражением

$$SF = \frac{S_p}{S_{п+р}},$$

где $S_{п+р}$ – сигнал на выходе приемника, определяемый совокупностью прямого и рассеянного излучения; S_p – уровень рассеянного излучения, оцененный на выходе приемника.

Для оценки уровня рассеянного излучения в экспериментах использовались два типа тест-объектов, представ-

ляющих собой набор свинцовых цилиндров (столбиков), регулярно закрепленных на плексигласовой подложке толщиной 2 мм. Диаметр и высота свинцовых цилиндров составляли соответственно 3 и 6 мм для тест-объекта первого типа и 8 и 16 мм для тест-объекта второго типа. Расстояние между центрами столбиков в обоих случаях составляло 25 мм. В качестве оценки S_p принимался средний уровень яркости по областям изображения, расположенным под 16 центральными столбцами, а значение $S_{п+р}$, в свою очередь, принималось равным среднему уровню яркости в областях изображения, находящихся между этими центральными столбцами. Размер области, в которой оценивалось среднее под столбиками, составлял от 6×6 до 10×10 пикселей (в зависимости от пространственной разрешающей способности системы), между столбиками выделялись области размером 20×20 пикселей (с центрами, соответствующими середине расстояния между столбиками). При расчете коэффициента SF учитывался исходный уровень яркости под столбиками, определенный по полученному без фантома-рассеивателя изображению тест-объекта (в оцененные значения яркости вводились поправки на исходный уровень).

Квантовая эффективность регистрации с учетом влияния рассеянного излучения (эффективная квантовая эффективность) определялась с использованием методики, изложенной в [8], [9]. Конечная формула, согласно которой проводился расчет, выглядит следующим образом:

$$eDQE(u) = \frac{eMTF^2(u) \cdot (1 - SF)^2}{eNNPS(u) \cdot TF \cdot E \cdot q_0}, \quad (1)$$

где $eMTF$ – эффективная функция передачи модуляции; $eNNPS$ – эффективный нормализованный спектр мощности шума; TF – коэффициент, учитывающий ослабление рентгеновского потока в фантоме-рассеивателе; E – доза, измеренная во входной плоскости фантома-рассеивателя и пересчитанная к входной плоскости детектора; q_0 – величина, равная квадрату входного отношения сигнал/шум, приведенному к дозе 1 мкГр во входной плоскости приемника изображения.

В работах [8], [9] не представлен вывод формулы (1), однако, на наш взгляд, важно показать, на основании каких физических допущений было получено данное выражение.

По определению, оценка DQE в области нулевых пространственных частот определяется соотношением квадратов отношений сигнал/шум на выходе и входе цифрового приемника рентгеновского изображения [10]. Оценка $eDQE$ определяется аналогичным образом, единственное отличие заключается во влиянии рассеянного излучения в процессе регистрации цифрового изображения, по которому в дальнейшем проводятся расчеты.

Рассмотрим отношение сигнал/шум на выходе приемника $Q_{вых}$ при наличии рассеянного излучения. Для начала необходимо определить, что будем понимать под полезным сигналом $S_{п}$:

$$S_{п} = S_{п+р} - S_p = S_{п+р} \left(1 - \frac{S_p}{S_{п+р}} \right),$$

где отношение $S_p / S_{п+р}$ есть ни что иное, как определенный выше коэффициент SF .

В оценку дисперсии выходных шумов $\sigma_{вых}^2$ по изображению, зарегистрированному за фантомом-рассеивателем, включена, помимо квантовых шумов и собственных шумов приемника, составляющая, определя-

мая рассеянным излучением (квантовые и собственные шумы, а также составляющая шумов, обусловленная рассеянным излучением, независимы, и соответственно результирующая дисперсия будет определяться суммой дисперсий всех составляющих).

Таким образом, квадрат отношения сигнал/шум на выходе приемника при наличии рассеянного излучения записывается следующим образом:

$$Q_{\text{вых}}^2 = \frac{S_{\text{п+р}}^2 (1-SF)^2}{\sigma_{\text{вых}}^2}.$$

Квадрат отношения сигнал/шум на входе приемника может быть определен с использованием следующей формулы:

$$Q_{\text{вх}}^2 = q_0 \cdot E \cdot TF,$$

где коэффициент TF равен отношению дозы в плоскости детектора, измеренной за рассеивающим фантомом, к дозе в плоскости детектора, измеренной в отсутствие фантома-рассеивателя. Измерения коэффициента TF проводятся с использованием геометрии узкого луча, т. е. этот коэффициент определяет ослабление рентгеновского пучка в веществе фантома.

От полученных выражений несложно перейти к формуле для $eDQE$:

$$eDQE = \frac{S_{\text{п+р}}^2 (1-SF)^2}{\sigma_{\text{вых}}^2 \cdot q_0 \cdot E \cdot TF}. \quad (2)$$

Если рассматривать частотно-зависимый случай (для одной из пространственных частот), то сигнал на выходе системы можно определить следующим образом:

$$S_{\text{п+р}}(u) = S_{\text{п+р}} \cdot eMTF(u).$$

Шумовые характеристики системы в этом случае определяются по спектру мощности шума. Эффективный спектр мощности шума на выходе системы $eNPS(u)$ можно оценить, например, согласно методике, описанной в стандарте ГОСТ Р МЭК 62220-1-2006, но изображения для анализа шумов в данном случае регистрируются при наличии фантома-рассеивателя. Фантом-рассеиватель при этом устанавливается вплотную к входной плоскости рентгеновского приемника. Для оценки $eMTF(u)$ используется тест-объект «Тест наклонный край» (ТНК), который располагается на обращенной к излучателю поверхности фантома-рассеивателя.

С учетом вышеизложенного, выражение для эффективной квантовой эффективности регистрации как функции пространственной частоты u можно записать следующим образом:

$$eDQE(u) = \frac{S_{\text{п+р}}^2 (1-SF)^2 \cdot eMTF^2(u)}{eNPS(u) \cdot q_0 \cdot E \cdot TF}. \quad (3)$$

С учетом того, что эффективный нормализованный спектр мощности шума $eNNPS(u)$ определяется отношением эффективного спектра мощности шума $eNPS$ к квадрату сигнала на выходе приемника $S_{\text{п+р}}^2$, выражение (3) становится идентичным выражению (1).

В процессе проведения эксперимента для каждой из систем оценивались эффективные функция передачи модуляции и квантовая эффективность регистрации с использованием фантомов-рассеивателей толщиной 5, 7 и 10 см, для некоторых систем (в тех случаях, когда технические возможности аппарата позволяли обеспечить заданный уровень дозы на входе приемника при наличии и в отсутствие фантома) применялся 15-сантиметровый

фантом. На CR «Kodak Classic» были проведены эксперименты с использованием 20-сантиметрового рассеивающего фантома.

При использовании аппаратов для общей рентгенографии и флюорографов эксперименты проводились при качестве излучения RQA-5 (анодное напряжение – 70 кВ, дополнительный фильтр – 20 мм Al). Маммографическая установка испытывалась при качестве излучения RQA-M 2 (анодное напряжение – 28 кВ, дополнительный фильтр – 2 мм Al). Сила тока и время экспозиции (либо мАс) подбирались таким образом, чтобы обеспечить средний рабочий уровень дозы в плоскости приемника для рассматриваемого типа аппарата.

Результаты и обсуждение

На рис. 1 представлены зависимости оценки доли рассеянного излучения в рентгеновском потоке, прошедшем через фантом-рассеиватель, от толщины фантома, полученные с помощью описанных выше тест-объектов со свинцовыми столбиками различных диаметров при использовании CR-системы «Kodak Classic». Размер поля в плоскости детектора в данном случае был близок к величине 40 × 40 см. Из анализа представленных данных следует, что уже при толщине фантома 5 см доля рассеянного излучения составляет примерно 50 % от общего потока регистрируемых детектором рентгеновских квантов, сравниваясь с уровнем прямого излучения. При дальнейшем увеличении толщины рассеивающего фантома рассеянное излучение начинает преобладать над прямым. Оценки, полученные при использовании обоих тест-объектов, очень близки (максимальный разброс не превышает нескольких процентов), по этой причине дальнейшие эксперименты проводились с использованием одного из тест-объектов, а именно тест-объекта с диаметром столбиков 3 мм.

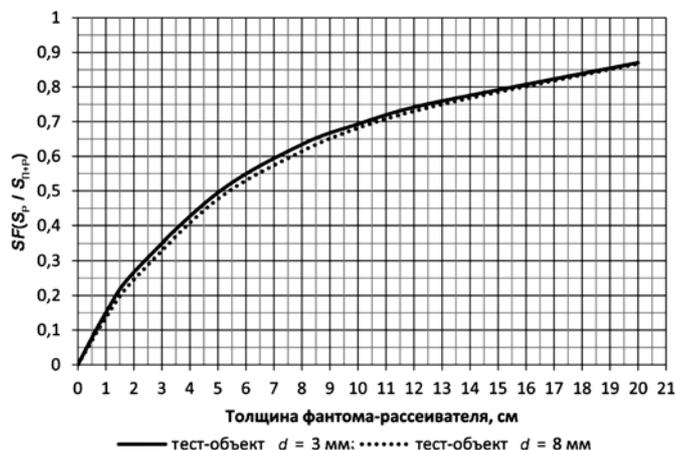


Рис. 1. Зависимость доли рассеянного излучения в рентгеновском потоке от толщины рассеивающего фантома

С целью подтверждения результатов, касающихся оценки доли рассеянного излучения в рентгеновском потоке, прошедшем через фантом-рассеиватель, аналогичные описанным выше измерения были проведены еще для двух проекционных цифровых систем с размером приемника рентгеновского изображения порядка 40 × 40 см («GE Definium AMX-700» и «БАРС-Ренекс»). Полученные оценки коэффициента SF сведены в табл. 2, при этом для каждой толщины фантома представлены два значения коэффициента SF : первое получено за вычетом сигнала (b), возникающего в каналах приемника, находя-

щихся за свинцовыми столбцами тест-объекта, в процессе экспозиции без рассеивающего фантома (SF), а второе значение (SF') – включая этот сигнал. Хорошая повторяемость данных по оценке доли рассеянного излучения при использовании рентгенодиагностических систем с цифровыми приемниками различных типов, по нашему мнению, подтверждает корректность проведенных испытаний.

Таблица 2

Оценки коэффициента SF при использовании различных систем

Тип приемника	Производитель и название системы	Толщина фантома-рассеивателя	Кэфф. SF	Кэфф. SF'
CR	Kodak Classic	5	0,49	0,54
		7	0,62	0,68
		10	0,69	0,72
		15	0,79	0,81
		20	0,87	0,89
Плоская панель на основе аморфного кремния	GE Definium, AMX-700	5	0,47	0,52
		7	0,58	0,62
		10	0,69	0,71
Экран + оптика + ПЗС-матрица	С.П. Гелпик, БАРС-Ренекс	5	0,48	0,48
		7	0,59	0,59
		10	0,71	0,71

На рис. 2 представлены результаты оценки пространственной разрешающей способности CR-системы «Kodak Classic», полученные при трех положениях мира относительно поверхности рассеивающего фантома. На рис. 3 и 4 приведены нормированные значения пространственной разрешающей способности для всех рассматриваемых типов приемников (нормировка проводилась по отношению к оцененному в отсутствие рассеивающего фантома значению пространственной разрешающей способности для соответствующей системы). Данные, представленные на рис. 3, получены при расположении мира на входной плоскости фантома-рассеивателя, а на рис. 4 – при расположении мира во входной плоскости приемника за рассеивающим фантомом.

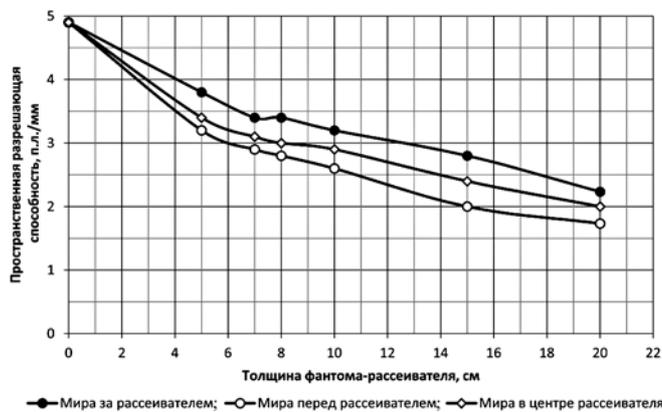


Рис. 2. Зависимость реализуемой пространственной разрешающей способности аппарата «Kodak Classic» от толщины фантома-рассеивателя при различных положениях мира относительно входной плоскости фантома

Из анализа данных, представленных на рис. 2, можно сделать вывод, что чем ближе к входной плоскости рас-

сеивающего фантома располагается мира, тем быстрее деградирует разрешающая способность при увеличении уровня рассеянного излучения. То есть для клинической практики можно заключить следующее: чем ближе к поверхности тела, обращенной к излучателю, расположено патологическое образование, тем большее отрицательное влияние на качество его визуализации оказывает рассеянное в теле пациента излучение (при прочих равных условиях).

Что касается всех типов исследованных проекционных систем, то, как следует из полученных результатов, деградация реализуемого пространственного разрешения для них определяется не только толщиной поглотителя и расположением рентгеновской миры, но и – в значительной степени – потенциальной пространственной разрешающей способностью приемников рентгеновского изображения (рис. 3 и 4). Дело в том, что качество визуализации различных объектов (с точки зрения характеристики деталь-контраст) определяется отношением сигнал/шум на выходе парциальных каналов приемника, а это отношение, при прочих равных, зависит от площади чувствительной поверхности для каждого из каналов. При проведении экспериментов, как правило, обеспечивался уровень дозы в плоскости детектора, характерный для клинического использования аппарата, а в этом случае влиянием внутренних шумов каналов приемника на оценку выходного отношения сигнал/шум можно пренебречь. То есть чем меньше размер чувствительной поверхности приемного канала детектора, тем большей деградации при увеличении уровня рассеянного излучения подвержена его пространственная разрешающая способность.

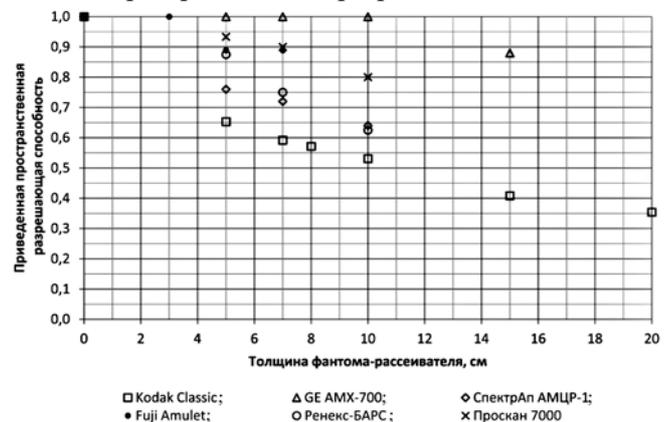


Рис. 3. Зависимость реализуемой пространственной разрешающей способности аппаратов от толщины фантома-рассеивателя при расположении мира во входной плоскости фантома

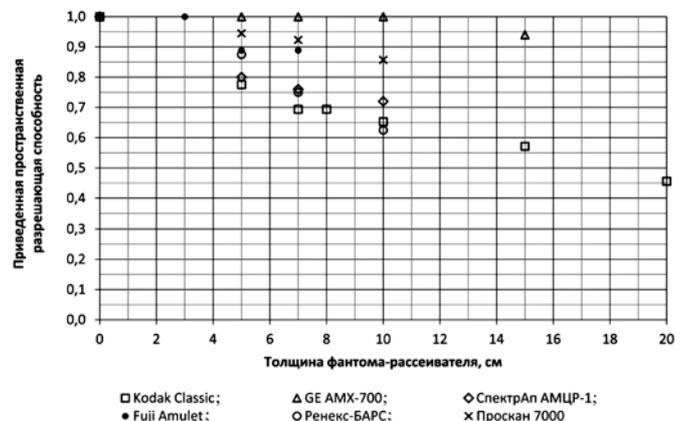


Рис. 4. Зависимость реализуемой пространственной разрешающей способности аппаратов от толщины фантома-рассеивателя при расположении мира за фантомом

Для подтверждения последнего заключения пространственная разрешающая способность приемников систем CR «Kodak Classic» (5 п.л./мм) и «Fujifilm Amulet» (10 п.л./мм) искусственно (за счет объединения в программе обработки соответственно двух и четырех сигналов соседних каналов по каждой из координат) приводилась к пространственной разрешающей способности приемника аппарата «GE AMX 700», а именно 2,5 п.л./мм. Представленные для этого случая в табл. 3 результаты хорошо, на наш взгляд, подтверждают сказанное выше: при увеличении уровня рассеянного излучения динамика изменения оценок пространственной разрешающей способности для всех систем совпадает. Заметим, что для цифрового маммографа «Fujifilm Amulet» не удается обеспечить необходимый уровень дозы во входной плоскости приемника при наличии фантома из ПММА толщиной более 7 см, и по этой причине в данном случае пришлось ограничиться указанной толщиной. Мира располагалась во входной плоскости фантома (ближе к излучателю).

Таблица 3

Изменение оценок пространственной разрешающей способности аппаратов (с реализованным одинаковым потенциальным разрешением) в зависимости от толщины фантома-рассеивателя

Система	Толщина рассеивающего фантома, см				
	0	5	7	10	15
GE AMX 700 (2,5 п.л./мм)	2,5	2,5	2,5	2,5	2,2
CR Kodak Classic (2,5 п.л./мм)	2,5	2,5	2,5	2,5	2,2
Fujifilm Amulet (2,5 п.л./мм)	2,5	2,5	2,5	–	–

Полученные с использованием рентгеновских микроволн результаты можно также интерпретировать с помощью функции передачи модуляции. Рассмотрим для примера MTF и $eMTF$ системы «Kodak Classic», полученные при различных толщинах фантома-рассеивателя и положением тест-объекта «Тест наклонный край» перед фантомом (рис. 5). Из представленных данных следует, что при наличии рассеянного излучения заметно ухудшается передача контраста для деталей большого и среднего размеров (область низких и средних пространственных частот). На высоких частотах, близких к частоте Найквиста, снижение уровня передаваемого контраста относительно исходных значений MTF (без рассеивателя) не так существенно, так как в этой области заметное влияние на оценку начинают оказывать внутренние шумы приемника. Аналогичный характер имели кривые, полученные и для остальных проекционных систем с цифровыми приемниками рентгеновского изображения.

Если считать, что глаз среднестатистического человека способен выделять детали с контрастом приблизительно 5...7 % (этому уровню контраста на рассматриваемом рисунке соответствуют пространственные частоты вблизи значений 2,2...2,5 п.л./мм для толщины фантома 10 см и 2,8...3,3 п.л./мм для рассеивателя 5 см), то можно сделать вывод о достаточно хорошем совпадении данных, представленных на рис. 3 и 5.

На рис. 6 представлены результаты оценки квантовой эффективности регистрации как функции пространственных частот при наличии рассеянного излучения (кривые

$eDQE$) и без него (стандартная DQE обозначена сплошной линией) для CR-системы «Kodak Classic». В скобках в легенде указаны значения дозы в плоскости приемника, при которой проводились измерения. Из представленных данных видно, что присутствие рассеянного излучения в процессе формирования изображения значительно снижает квантовую эффективность регистрации. Оценка $eDQE$ уменьшается приблизительно в 7 раз уже при минимальной (5 см) толщине фантома-рассеивателя, дальнейшее увеличение уровня рассеянного излучения приводит к ухудшению показателя, но скорость спадаения замедляется, а при толщине фантома более 15 см оценка $eDQE$ уже практически не изменяется.

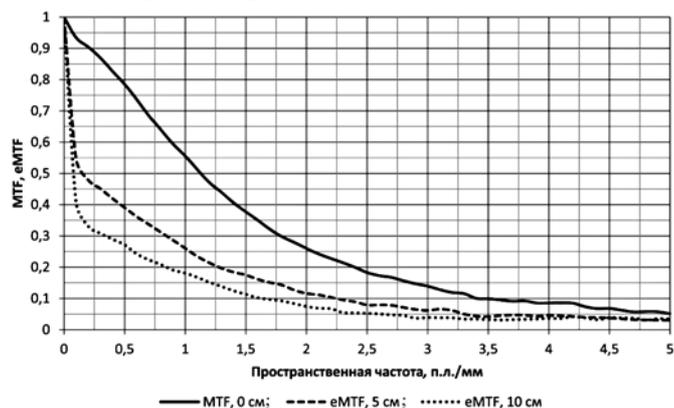


Рис. 5. Сравнение оценок MTF и $eMTF$ при различных толщинах фантома-рассеивателя для системы CR «Kodak Classic»

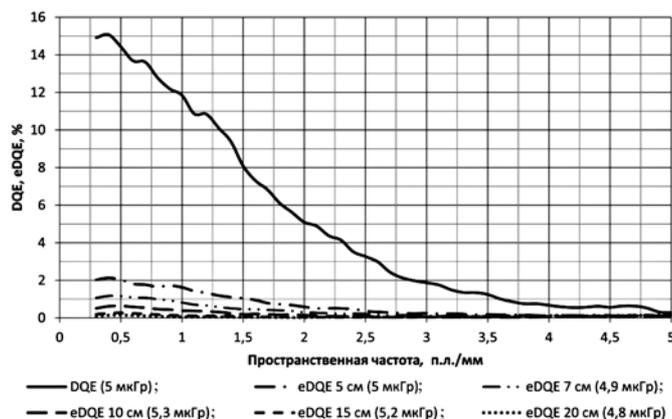


Рис. 6. Сравнение оценок DQE и $eDQE$ при различных толщинах фантома-рассеивателя для CR «Kodak Classic»

Оценки эффективной DQE при наличии рассеянного излучения, формируемого фантомом-рассеивателем толщиной 7 см, были получены для всех рассматриваемых систем. Отметим, что приемники этих систем имеют существенный разброс в DQE . Так, приемник системы «GE Definium AMX-700» на частоте 0,5 п.л./мм имеет DQE порядка 55 %, а приемник системы «ПроСкан 7000» – порядка 2 % (потери эффективности в этом приемнике в значительной степени обусловлены соотношением размеров щели приемного коллиматора и чувствительной поверхности полупроводниковых детекторов). Для большинства проекционных систем квантовая эффективность регистрации на частоте 0,5 п.л./мм при наличии слоя рассеивателя 7 см уменьшилась примерно в 10 раз. Что же касается сканирующей системы «ПроСкан 7000», то в этом случае рассеянное излучение практически не оказало никакого заметного влияния на результаты оценок.

Выводы

Проведенные эксперименты позволили количественно оценить деградацию при увеличении уровня рассеянного в теле пациента излучения таких важных характеристик цифровой рентгенодиагностической системы, как квантовая эффективность регистрации и пространственная разрешающая способность. Уже при толщине рассеивающего фантома 7...10 см квантовая эффективность регистрации большинства проекционных систем падает более чем в 10 раз. При этом данный показатель для сканирующей системы остается практически неизменным.

Экспертные оценки пространственной разрешающей способности, полученные с использованием рентгеновских штриховых миш, дали хорошее совпадение с данными на основе оценки функции передачи модуляции.

Рассеянное излучение оказывает большее влияние на разрешающую способность систем с более высоким потенциальным пространственным разрешением, так как в подобных системах, при прочих равных условиях, сложнее обеспечить высокое отношение сигнал/шум на выходах парциальных каналов приемника.

При использовании рентгеновских приемников с высокой квантовой эффективностью регистрации (порядка 60...70 % в области нулевых пространственных частот) в условиях наличия рассеянного излучения удается без применения отсеивающих растров при шадящих дозах добиться качества изображения, соизмеримого с качеством изображения сканирующих систем.

Список литературы:

1. Блинов Н.Н., Леонов Б.И. Рентгеновские диагностические аппараты. В 2-х томах. Том 1, 2. – М.: Экран, 2001.
2. Дмоховский В.В. Основы рентгенотехники. – М.: Медгиз, 1960. 352 с.
3. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н.Н. Блинова. – М.: Медицина, 2002.

4. Рентгенотехника. Справочник. В 2-х кн. Кн. 1, 2 / Под общ. ред. В.В. Клюева. – М.: Машиностроение, 1992.
5. Блинов Н.Н. (мл.), Гуржиев А.Н., Гуржиев С.Н., Кириченко М.Г., Кострицкий А.В. Исследование параметров сканирующих рентгенографических систем // Медицинская техника. 2004. № 5. С. 8-11.
6. Гуржиев А.Н., Гуржиев С.Н., Кириченко М.Г., Кострицкий А.В. Сравнение цифровых флюорографов «ПроСкан-2000» и «ПроМатрикс-4000» // Медицинская техника. 2005. № 5. С. 45-48.
7. Увидеть невидимое. Сборник / Под ред. А.И. Мазурова. – СПб.: НИПК «Электрон», 2012. С. 85-97.
8. Samei E., Ranger N.T., MacKenzie A., Honey I.D., Dobbins III J.T., Ravin C.E. Detector or System? Extending the Concept of Detective Quantum Efficiency to Characterize the Performance of Digital Radiographic // Radiology. 2008. Vol. 249. № 3. PP. 926-937.
9. Samei E., Ranger N.T., MacKenzie A., Honey I.D., Dobbins III J.T., Ravin C.E. Effective DQE (eDQE) and speed of digital radiographic systems: An experimental methodology // Medical Physics. 2009. Vol. 36. № 8. PP. 3806-3817.
10. Зеликман М.И. Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике. – М.: Медицина, 2007. 208 с.

*Михаил Израилевич Зеликман,
д-р техн. наук, профессор,
зам. директора по научно-технической работе,
Сергей Павлович Кабанов,
канд. техн. наук,
руководитель отделения разработки
и внедрения информационных систем,
Сергей Александрович Кручинин,
канд. техн. наук,
руководитель отдела
рентгенорадиологического технического контроля,
ГБУЗ «Научно-практический центр
медицинской радиологии
Департамента здравоохранения г. Москвы»,
г. Москва,
e-mail: miz@rctmr.org.ru*

А.Б. БЛИНОВ, Н.Н. БЛИНОВ

Улучшение качества рентгеновского изображения за счет фильтрации рассеянного излучения

Аннотация

Рассматриваются возможности исключения вредного воздействия рассеянного излучения на рентгеновское изображение за счет определения его значения непосредственно при экспозиции. Показано, что приведенный метод обладает более эффективными характеристиками по сравнению с применением растров, отсеивающих рассеянное излучение.

Повсеместное внедрение цифровых методов в современную рентгенодиагностику вместо традиционной пленочной рентгенографии не привело к снижению дозы, получаемой персоналом и пациентом при исследовании. Это связано с расширением областей применения рентгеновского излучения в целях диагностики, как автономно, так и в комбинации с другими видами физического воздействия: МРТ, ПЭТ, КТ, томосинтезом.

Соответственно, остается актуальной проблема снижения вредного воздействия излучения, рассеянного объектом, на качество изображения.

Общеизвестно, что при взаимодействии рентгеновского излучения с веществом возникает рассеянное излучение, создающее на изображении вредный шум, ухудша-

ющий его качество. Рассеянное излучение возникает при процессах:

- а) фотоэлектрического поглощения (ФЭП);
- б) комптоновского рассеяния (КР);
- в) томпсоновского рассеяния (ТР);
- г) фотопоглощения (ФП).

При энергиях рентгеновского излучения, используемых в диагностических рентгеновских исследованиях (ниже 100 кэВ), имеют значение только КР и ФП. Геометрия измерения рассеянного излучения по ГОСТ Р МЭК 60627-2005 представлена на рис. 1 для аналоговой рентгенографии при фильтрации рассеянного излучения с помощью отсеивающих растров.

Для оценки вредного воздействия рассеянного излу-