

Оценка квантовой эффективности регистрации цифровых рентгеновских приемников в условиях клиники

Аннотация

Рассматриваются особенности, присущие оценке квантовой эффективности регистрации цифровых приемников рентгеновского изображения в условиях клиники. Представлены варианты корректировок стандартизованных методик для случая, когда на пути рентгеновского пучка не удастся исключить дополнительные поглотители (отсеивающий растр и деку стола-штатива) без вмешательства в конструкцию аппарата, а также с отсутствием возможности оценки спектра выходных шумов при использовании полноформатного изображения, сформированного приемником с модульной структурой.

Существенное увеличение за последние несколько лет парка высокотехнологичных цифровых рентгенодиагностических установок в лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ) Российской Федерации ставит новые задачи перед системой обеспечения качества (Quality Assurance), которая включает в себя проведение технических испытаний оборудования, начиная с момента его инсталляции в ЛПУ и на протяжении всего времени использования. Контроль параметров и характеристик рентгеновского питающего устройства и излучателя, а также штативно-механических устройств цифровых систем практически не отличается от аналогичных проверок для аппаратов, в которых в качестве приемников изображения используются рентгеновская пленка (комбинация экран/пленка) либо усилитель рентгеновского изображения (УРИ) с аналоговым телевизионным трактом. Основные отличия касаются методов оценки параметров и характеристик качества формирования изображений при использовании цифровых рентгеновских приемников [1].

Последнее время специалистами уже не подвергается сомнению положение, в соответствии с которым обобщенной характеристикой качества формируемых в цифровом рентгеновском приемнике изображений является зависимость квантовой эффективности регистрации (DQE) от пространственных частот и дозы в плоскости детектора [2]. На настоящий момент это единственная характеристика цифровых рентгеновских приемников, требования к контролю которой задаются соответствующим международным стандартом, изданным в трех частях: IEC 62220-1, IEC 62220-1-2 и IEC 62220-1-3. Стандарт гармонизирован в Российской Федерации и, по аналогии со стандартом МЭК, также издан в трех частях: ГОСТ IEC 62220-1-2011, ГОСТ Р МЭК 62220-1-2-2010 и ГОСТ Р МЭК 62220-1-3-2013 (последняя часть вводится в действие с 1 января 2015 года). Каждая из частей стандарта ориентирована на цифровые приемники для общей рентгенографии, маммографии и приемники, предназначенные для работы в динамическом режиме (например ангиографические) соответственно. Методы измерений, представленные в стандартах, позволяют оценить зависимость DQE от пространственных частот и дозы в плоскости детектора с высокой точностью в лабораторных условиях (условиях производства). Однако при проведении испытаний в ЛПУ зачастую возникают ограничения, для преодоления которых требуется либо существенное вмешательство в конструкцию аппарата со стороны инженеров, проводящих испытания, либо корректировка методик испытаний. Данная публикация посвящена анализу отдельных причин, которые могут привести к необходимости корректировки стандартизованных методик контроля DQE при осуществлении ис-

пытаний в условиях клиники, и выработке предложений по соответствующим корректировкам.

Стандарты оценки DQE как функции пространственных частот и дозы в плоскости детектора задают достаточно жесткие требования к геометрическим параметрам съемки при проведении экспериментов. Эти требования касаются обеспечения параллельности рентгеновского пучка за счет использования большого расстояния «фокус рентгеновской трубки-приемник» (не менее 150 см), а также дополнительных диафрагм (одной-двух), позволяющих более строго коллимировать пучок и в значительной степени исключить влияние на результаты измерений рассеянного излучения. Также требуется обеспечить отсутствие на пути рентгеновского пучка от фокуса трубки до поверхности приемника отсеивающего растра и любых дополнительных поглотителей.

Стандарты задают жесткие требования и к возможностям первичной обработки сигналов на выходах каналов рентгеновского приемника (изменение яркости пикселей матрицы изображения) в процессе регистрации изображений, которые в дальнейшем используются для расчетов. Не допускаются никакие нелинейные преобразования яркостей, возможно лишь применение следующих линейных процедур (соответствующих нормальному клиническому использованию оборудования): замена дефектных пикселей, коррекция неоднородности рентгеновского потока на входе приемника, компенсация составляющей сигнала в отсутствие рентгеновского излучения (темновых токов), выравнивание коэффициентов передачи отдельных каналов, компенсация геометрических искажений.

Как уже отмечалось, на практике при проведении испытаний в клинических условиях зачастую испытатели сталкиваются с невозможностью буквально следовать требованиям стандарта, и тогда неизбежным становится внесение соответствующих изменений в процедуру. При этом необходимо следить за тем, чтобы эти корректировки не приводили к существенным искажениям оценок DQE, а также отражать в протоколе испытаний все отклонения от стандартизованных методик.

Рассмотрим два практических случая, когда при проведении испытаний не удается неукоснительно следовать требованиям стандарта.

В качестве примера невозможности обеспечения стандартизованных условий экспозиции без вмешательства в конструкцию аппарата остановимся на инсталлированных в большом количестве (превышающем 200 единиц) в различных ЛПУ системы Департамента здравоохранения г. Москвы установках «Raffine» производства японской компании «Toshiba Medical Systems». Этот комплекс содержит телеуправляемый стол-штатив для иссле-

дований в режимах рентгеноскопии и рентгенографии, а также стойку снимков. В качестве приемников рентгеновского изображения используются плоские панели на основе аморфного кремния различных производителей. Установленная на стойке снимков панель (размер рабочего поля – 35 × 43 см, размер приемного канала – 139 мкм, число разрядов квантования сигнала яркости – 14) позволяет извлечь ее из конструкции, в которую встроен отсеивающий растр, закрепить на поверхности приемной системы (например, как это показано на *рис. 1*) и провести оценку DQE в строгом соответствии с требованиями стандарта. Единственное, что дополнительно следует учитывать при проведении расчетов, это нелинейный (логарифмический) характер переходной характеристики данного приемника (потребуется линейаризация зарегистрированных данных, как того требует стандарт).

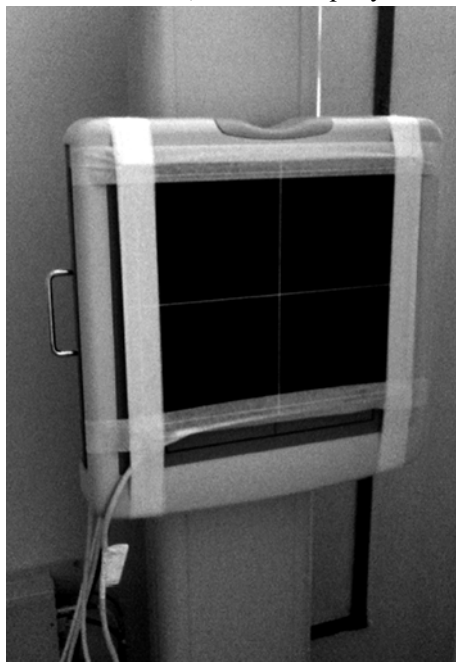


Рис. 1. Вариант крепления детектора на поверхности приемной системы стойки снимков аппарата «Raffine»

Что же касается плоской панели, установленной в столе-штативе (размер рабочего поля – 35 × 35 см, размер приемного канала – 143 мкм, число разрядов квантования сигнала яркости – 14), то при проведении технических установочных, а в дальнейшем и периодических испытаний не удастся (без вмешательства в конструкцию аппарата – снятия защитного кожуха и частичной разборки) убрать на пути рентгеновского пучка до приемника отсеивающий растр и подвижную деку стола-штатива, что в результате заметно сказывается на оценках кермы в воздухе, которые необходимо привязать к плоскости детектора. В рассматриваемом случае нужно оценить дополнительное ослабление рентгеновского потока в отсеивающем растре и деке стола.

С учетом большого количества установленных в ЛПУ аппаратов «Raffine», разумным представляется следующий подход. Для нескольких (3...5) установок необходимо измерить дополнительное ослабление пучка из-за наличия на его пути отсеивающего растра и деки стола-штатива. С этой целью с каждой из установок необходимо снять защитный кожух и провести измерения коэффициента ослабления рентгеновского пучка (отношение оценок яркости зарегистрированных изображений, которые прямо пропорциональны значениям кер-

мы в воздухе в плоскости приемника, при удаленных дополнительных поглотителях и при их наличии) при заданном качестве излучения (анодное напряжение рентгеновской трубки 70 кВ, дополнительный фильтр 21 мм Al) и различных установленных значениях количества электричества (миллиампер в секунду). На *рис. 2* представлены значения яркостей пикселей, полученные усреднением по области интереса размером 1024 × 1024 элемента, при различных значениях количества электричества для случаев наличия и отсутствия ослабляющих первичный поток объектов (отсеивающего растра и деки стола-штатива) на пути рентгеновского пучка от фокуса рентгеновской трубки до поверхности приемника. Усреднение полученных оценок коэффициента ослабления для 7 различных значений количества электричества дает значение результирующего коэффициента ослабления 2,14. *Табл. 1* иллюстрирует потери в оценках кермы в воздухе на поверхности приемника по отношению к оценкам кермы в воздухе на уровне поверхности стола при отсутствии дополнительных поглотителей (потери из-за дополнительного расстояния от фокуса рентгеновской трубки). В данном случае средний коэффициент ослабления составил 1,15. Таким образом, учет влияния дополнительных поглотителей на пути рентгеновского пучка, а также дополнительного расстояния от поверхности стола до поверхности приемника дает значение суммарного коэффициента ослабления, равное 2,46.

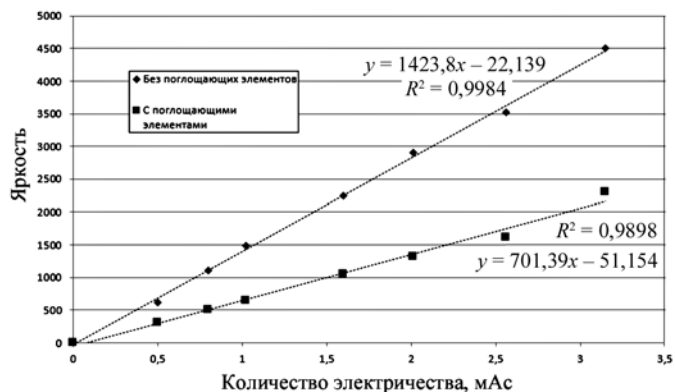


Рис. 2. Зависимость средних яркостей пикселей от количества электричества при наличии и отсутствии ослабляющих рентгеновский поток элементов (отсеивающего растра и деки стола-штатива)

Таблица 1

Оценки кермы в воздухе на поверхности стола и в плоскости приемника при отсутствии дополнительных поглотителей на пути рентгеновского пучка

Количество электричества, мАс	Доза на поверхности стола-пациента, мкГр	Доза в плоскости приемника, мкГр
0,5	0,726	0,669
0,8	1,225	1,148
1,02	1,634	1,377
1,6	2,725	2,259
2,01	3,519	3,008
2,56	4,535	3,919
3,15	5,902	5,104

Испытания, проведенные на трех установках «Raffine», установленных в различное время, дали хорошую повторяемость результатов, касающихся оце-

нок ослабления кермы в воздухе из-за влияния дополнительных поглотителей на пути рентгеновского пучка и дополнительного расстояния от поверхности стола до поверхности приемника. То есть отсеивающие растры и деки столов-штативов различных аппаратов обладают очень близкими характеристиками по ослаблению первичного рентгеновского потока. Это обстоятельство позволило скорректировать методику оценки DQE для других аппаратов «Raffine» уже без вмешательства в их конструкцию в процессе испытаний. Изменение методики в данном случае сводится к оценке кермы в воздухе на поверхности стола-штатива и дальнейшего ее пересчета на уровень входной плоскости детектора с использованием коэффициента 2,46 (в сторону уменьшения).

Необходимость корректировки стандартизированной методики оценки DQE в случае невозможности отключения дополнительных процедур обработки сигналов яркости на выходе каналов цифрового рентгеновского приемника (помимо оговоренных стандартами) проиллюстрируем на примере приемника «Альфа-Р-4000» из состава рентгенодиагностического аппарата на два рабочих места РДК-ВСМ, производства украинской компании ТОВ «НВК Телеоптик». Эти детекторы содержат экран-сцинтиллятор и набор из 48 датчиков, а результирующее изображение размером 43 × 43 см получают путем программной «сшивки» парциальных изображений, формируемых каждым из датчиков. Так как процедура «сшивки» сопровождается применением специальных вычислительных процедур, напрямую использовать суммарное изображение для получения оценок квантовой эффективности регистрации не представляется возможным. Также невозможно проводить вычисления по «сырым» данным полного изображения (до применения алгоритмов сглаживания), так как отдельные датчики обладают несовпадающими характеристиками, часть из которых влияет на оценку DQE. В качестве примера можно назвать коэффициенты передачи приемных каналов и уровни внутренних шумов.

Возможным выходом из ситуации представляется оценка спектральной плотности мощности выходных шумов по изображению «чистого» поля (сырым данным), соответствующему одному из датчиков, расположенных ближе к центру приемника. Изображение тест-объекта «наклонный край», сформированное этим же датчиком, используется для вычисления функции передачи модуляции. Полученная для отдельного датчика оценка DQE как функции пространственных частот позволит судить о потенциальной квантовой эффективности испытываемого приемника (квантовая эффективность приемника в целом не может превысить оценку для отдельных датчи-

ков). Испытания можно повторить и для других датчиков, расположенных в центральной зоне рентгеновского приемника. На рис. 3 представлена зависимость DQE от пространственных частот при различных дозах в плоскости детектора для одного из датчиков приемника, используемого в аппарате РДК-ВСМ, который установлен в московской клинике ЗАО «Группа компаний МЕДСИ». Представленная характеристика получена с применением описанного алгоритма.

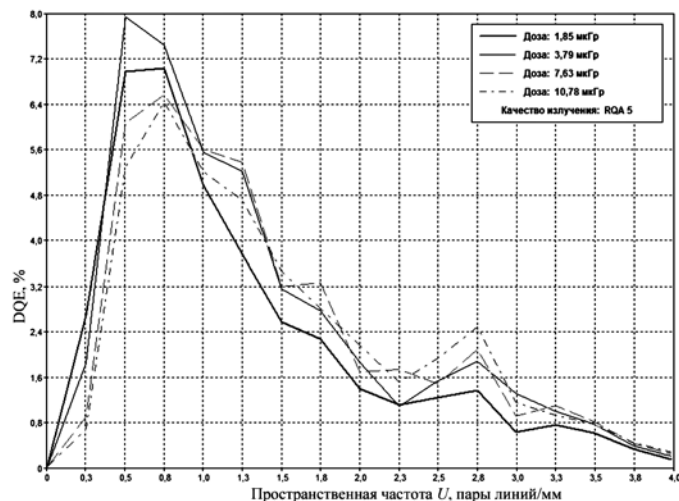


Рис. 3. Зависимость квантовой эффективности регистрации от пространственных частот и дозы в плоскости детектора для отдельного датчика приемной системы аппарата РДК-ВСМ

Список литературы:

1. Зеликман М.И. Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике. – М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2007. 208 с.
2. Мазуров А.И. Параметры цифровых приемников и качество изображения // Медицинская техника. 2009. № 5. С. 4-6.

Михаил Израилевич Зеликман,
д-р техн. наук, профессор,
научный руководитель,
Сергей Александрович Кручинин,
канд. техн. наук, директор,
ООО «Конструкторское Бюро РентгенТест»,
г. Москва,
e-mail: skruchinin@rentgentest.ru

* * * * *