

## РЕКОМЕНДАЦИИ ПО ОПРЕДЕЛЕНИЮ КВАНТОВОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ДЕТЕКТОРА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Блинов Н.Н. (мл.),  
ЗАО "Амико"

С момента появления первых цифровых детекторов для получения рентгеновских изображений стала очевидной целесообразность введения такого обобщенного параметра у цифровых преобразователей рентгеновского изображения, как квантовая эффективность детектора DQE [1–3].

Под квантовой эффективностью детектора DQE понимается квадрат отношения сигнал/шум на выходе к квадрату отношения сигнал/шум на входе.

$$DQE = \psi_{\text{вых}}^2 / (29400 \cdot A_{\text{кан}} \cdot D_{\text{пр}}), \quad (1)$$

где:  $D_{\text{пр}}$  – доза во входной плоскости приемника, мкГр;  $A_{\text{кан}}$  – площадь элемента изображения, приведенного к размеру входного поля (площадь поверхности приемного канала), мм<sup>2</sup>.

Коэффициент 29400 характеризует квадрат отношения сигнал/шум на входе при заданном качестве излучения (приведенный к величине дозы в 1 мкГр и площади в 1 мм<sup>2</sup>).

Соотношение (1) положено в основу метода определения DQE в области нулевых пространственных частот в рекомендациях ВНИИИМТ [4].

Отношение сигнал/шум на выходе устройства определяется с использованием значений среднего уровня сигнала яркости и среднеквадратичного отклонения сигнала яркости, характеризующего разброс яркостей (шум).

Под уровнем сигнала  $V$  понимается разность среднего уровня сигнала в "белом" (на чистом поле в непосредственной близости от свинцовой пластины) и в "черном" (в центре изображения пластины из свинца).

Среднеквадратичное отклонение сигнала (шум) рассчитывается в той же области, в которой определяется сигнал, с помощью программного обеспечения по формуле:

$$\sigma_{\text{cp}} = \sqrt{\frac{1}{63} \sum_{k=1}^{\infty} \sum_{m=1}^{\infty} (B_{\text{cp } k,m} - B_{\text{cp}})^2}. \quad (2)$$

Полученные значения уровня сигнала  $B_{\text{cp}}$  и  $\sigma_{\text{cp}}$  позволяют рассчитать выходное отношение сигнал/шум для каждого значения дозы во входной плоскости приемника рентгеновского изображения, отнесенное к одному каналу:

$$\psi_{\text{вых}} = B_{\text{cp}} / 4\sigma_{\text{cp}}. \quad (3)$$

За прошедшие пять лет проведен ряд экспериментальных и теоретических исследований DQE для различных цифровых рентгенопреобразующих систем как у нас в стране, так и за рубежом [1–3].

Проведенные исследования позволили оценить значение DQE в области нулевых частот для различных систем преобразования энергии излучения. Показано, что максимальным значением DQE (50–60%) обладают твердотельные преобразователи типа люминофор-кремний и селен-кремний, 20–30 % имеют цифровые системы на основе стимулируемых люминофоров, 30–40% – сканирующие линейки детекторов (газовых или на основе люминофор-кремний), 10–15% – преобразователи типа "экран-оптика переноса – ПЗС-матрица".

До недавнего времени методики определения DQE различными исследователями отличались довольно существенно, что приводило к многочисленным разночтениям и спорам.

Лишь недавно, в ноябре 2003 г., утвержден первый из ряда стандартов МЭК 62220-1, касающихся характеристики цифровых медицинских изображений. Не случайно этот документ посвящен такому новому понятию, как квантовая эффективность детектора (DQE). Связано это, скорее всего, с тем, что DQE все больше приобретает популярность как один из наиболее важных комплексных параметров, определяющих не только эффективность преобразования энергии в цифровом детекторе, но и уровни дозовых нагрузок для получения изображения требуемого качества.

Основная цель принятых рекомендаций МЭК 62220-1 заключается, прежде всего, в выработке единства в методах, условиях и средствах определения этого параметра. Именно из этих соображений мы приводим краткий обзор принятого документа.

Во вводной части оговариваются условия генерирования излучения: среднечастотное преобразование, пульсация напряжения не более 4%, размер фокуса трубки не более 1,2 мм. Качество рентгеновского излучения, задаваемое при эксперименте, должно соответствовать требованиям МЭК 61267 (табл. 1).

Таблица 1

Качество излучения при определении DQE

Качество излучения	Примерное значение, кВп	Слой половинного ослабления, мм Al	Дополнительная фильтрация, мм Al
RQA 3	50	4,0	10,0
RQA 5	70	7,1	21,0
RQA 7	90	9,1	30,0
RQA 9	120	11,5	40,0

Для измерения DQE стандарт МЭК предлагает тест-объект в виде острого вольфрамового края (рис. 1). Геометрия измерения приведена на рис. 2.

Уровень экспозиции при облучении должен быть максимально приближен к условиям нормального функционирования цифрового детектора. Относительно нормального уровня выбираются два дополнительных уровня: в 3,2 раза выше нормального и в 3,2 раза ниже нормального. Эти коэффициенты приблизительно соответствуют светлым и темным зонам стандартной рентгенограммы.

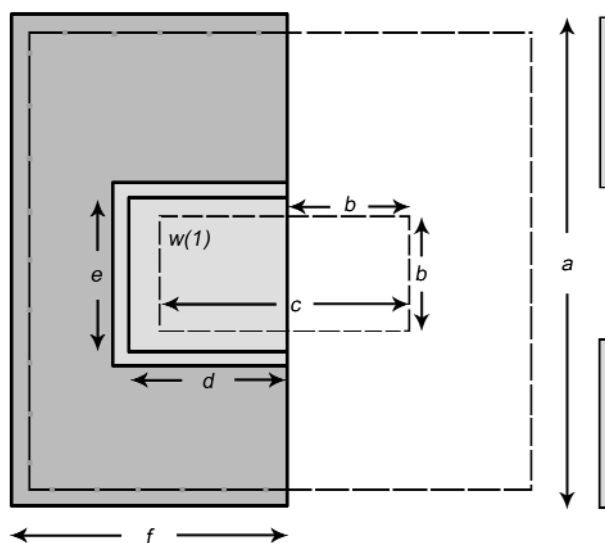


Рис. 1. Тест-объект (острый край) для определения DQE. W (1) – вольфрамовая пластина, 1 мм; Pb (2) – свинцовая пластина, 3 мм; a = 200 мм, d = 70 мм, e = 90 мм, f = 100 мм, b = 50 мм, c = 100 мм

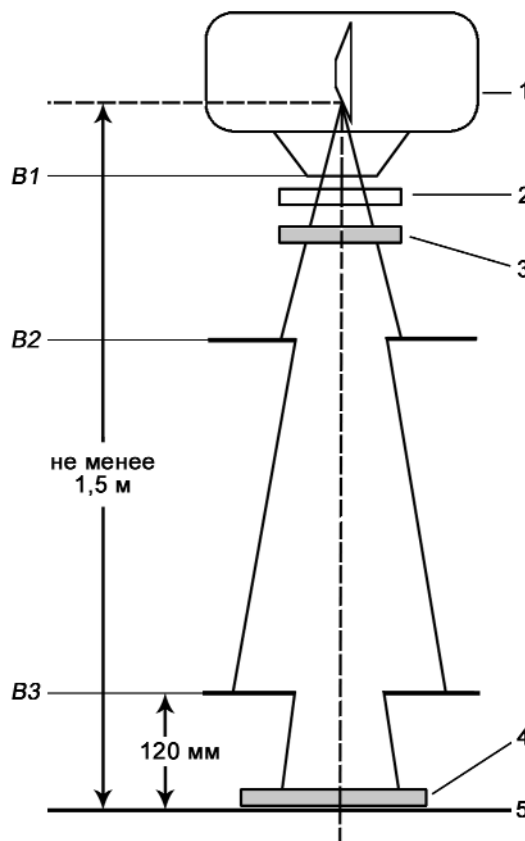


Рис. 2. Геометрия эксперимента по определению DQE. 1 – излучатель; 2 – дополнительный фильтр; 3 – дозиметр; B-2, B-3 – свинцовые ограничители; 4 – тест-объект; 5 – входная поверхность детектора

Экспозиция поверхности детектора должна контролироваться дозиметром, размещенным на уровне апертуры ВЗ (рис. 2). Величина рассеянного излучения должна быть сведена к минимуму. Рекомендуется проводить по меньшей мере пять одинаковых экспозиций. Не рекомендуется применять отсеивающий растр. Для уменьшения влияния рассеянного излучения на показания дозиметра предпочтителен экран 4 мм Рb на расстоянии 450 мм от детектора, что снижает влияние рассеянного излучения до 0,5%.

Функция преобразования измеряется в геометрии на рис. 2 при отсутствии тест-объекта.

Аналитическое выражение для частотно-зависимого значения квантовой эффективности  $DQE(u, v)$  в плоскости  $(u, v)$  выражается следующим соотношением:

$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{W_{вх}(u, v)}{W_{вых}(u, v)}, \quad (4)$$

где  $MTF(u, v)$  – функция передачи модуляции цифрового рентгеновского преобразователя;  $W_{вх}(u, v)$  – энергетический спектр шума (спектр Винера) поля облучения на плоскости детектора;  $W_{вых}(u, v)$  – энергетический спектр шума (спектр Винера) на выходе системы цифрового преобразования изображения.

Для оценки  $DQE(u, v)$  энергетический спектр шума рассчитывается по соотношению:

$$W_{вх}(u, v) = K_a SNR_{вх}^2, \quad (5)$$

где  $K_a$  – значение измеренной кермы в воздухе в мкГр;  $SNR_{вх}^2$  – квадрат соотношения сигнал-шум на единицу кермы, имеющий размерность  $1/(\text{мм}^2 \cdot \text{мкГр})$ .

**Таблица 2**

**Значение  $SNR_{вх}^2$   
в зависимости от качества излучения**

Качество излучения	$SNR_{вх}^2$ $1/(\text{мм}^2 \cdot \text{мкГр})$
RQA 3	21759
RQA 5	30174
RQA 7	31362
RQA 9	31077

Значение  $SNR_{вх}^2$  в зависимости от качества излучения соответствует приведенному в табл. 2.

Входной энергетический спектр шума  $W_{вх}$  равен входному флюенсу фотонов  $Q$ :

$$W_{вх}(u, v) = Q, \quad (6)$$

где  $Q$  – флюенс фотонов, т.е. их количество на единицу площади ( $1/\text{мм}^2$ ), зависящее от спектра излучения и уровня кермы в воздухе.

$$Q = K_a \int \frac{\Phi(E)}{K_a} dE = K_a \cdot SNR_{вх}^2, \quad (7)$$

где  $K_a$  – керма, мкГр;  $E$  – энергия излучения, кэВ.

Энергетический спектр шума на выходе цифрового рентгеновского преобразователя  $W_{вых}(u, v)$  определяется по сформированному в результате эксперимента изображению.

Полученные неравномерности облученной площади при определении энергетического спектра шума должны быть разделены на квадратные зоны (области интереса). Размер квадрата должен составлять  $256 \times 256$  пикселей. Эта площадь (зона интереса) в свою очередь делится по горизонтали и вертикали на 128 пикселей. Обсчет производится по каждой площадке справа налево по всей полосе, затем производится переход на следующую полосу и отсчет снова начинается справа налево. Достаточной площадью для оценки спектра шума представляется  $125 \times 125$  мм.

Для расчета энергетического спектра шума используется двумерное преобразование Фурье:

$$W_{вых}(u, v) = \frac{\Delta x \Delta y}{\mu \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^{\mu} / \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j) \cdot e^{-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)})^2, \quad (8)$$

где  $x, y$  – размеры пикселя в горизонтальном и вертикальном направлениях;  $\mu$  – число квадратных зон (областей интереса);  $I(x_i, y_j)$  – линеаризированные данные;  $S(x_i, y_j)$  – двумерный полином.

Среднее значение энергетического спектра шума достигается усреднением измерений по всему спектру.

Чтобы получить одномерное значение из двумерного энергетического спектра шума вдоль оси пространственных частот, используется 15 рядов или колонок двумерного спектра вокруг каждой оси. Однако только данные энергетического спектра шума семи рядов или колонок с обеих сторон соответствующей оси (всего 14), исключая саму ось, принимаются в

расчет. Для всех измеренных точек точные пространственные частоты, понимаемые как радиальное расстояние от источника, должны быть рассчитаны. Сглаживание должно быть достигнуто усреднением значений точек внутри 14 рядов и колонок, которые содержатся в частотном интервале:  $(f-f_{int}) \leq f \leq (f+f_{int})$  вокруг исследуемых пространственных частот.

Чтобы определить влияние квантовых эффектов на энергетический спектр шума, необходимо подсчитать для одного изображения вариации исходных данных, которые использовались для расчета энергетического спектра шума. При колебаниях более 0,25 можно считать, что квантовый шум пренебрежим. Если колебания менее 0,25, данные не пригодны для расчета энергетического спектра шума.

Если энергетический спектр шума определен по диагонали ( $45^\circ$  по отношению к горизонтальной или вертикальной осям), усреднение может быть сделано аналогичным образом.

Вдоль перпендикулярных осей, соответствующих столбцам или колонкам, можно определить функцию передачи модуляции (МТФ).

Для определения МТФ следует оценить полную длину углового распространения функции в области интереса, как показано на рис. 1.

Определяются номера N линий (колонки или ряда), прилегающих к острому краю тест-объекта, не превышающему 1 пиксел. Для этого могут быть применены различные методы. Один из них состоит в определении угла между краем и колонкой или рядом матрицы изображения и расчете N.

Значения линеаризованных данных пикселов в N последовательных линиях (рядов или колонок) по углу используются для создания углового профиля. Величина первого пиксела в первой линии дает первое значение точки углового профиля. Первый пиксел во второй линии дает второе значение точки, а первый пиксел в N-ой линии – N-ое значение точки. Подобная процедура повторяется для других пикселов в N последовательных линиях, например, значение второго пиксела в первой линии дает значение (N+1) точки, второго пиксела во второй линии значение (N+2) точки и т.д.

Расстояния в профиле предполагаются постоянными и задаются размером пиксела  $\Delta x$ , деленного на N. Угловой профиль выделяется при использовании разделения  $[-1; 0; +1]$  или  $[-0,5, 0, +0,5]$  вдоль линии распространения функции.

Эффект спектрального сглаживания должен быть корректным. Рассчитывается цифровое Фурье-преобразование линейной функции, а модуль Фурье-преобразования представляет собой МТФ. Величина МТФ нормализуется по нулевой частоте. Поскольку расстояние отдельных пикселов по углу рассчитывается вдоль линии направления угла, а не перпендикулярно углу, ось шкалы частоты (коэффициент шкалы  $1/\cos\alpha$ ) может быть определена.

Если ошибка в пространственной частоте менее 0,1%, коррекция  $1/\cos\alpha$  не требуется.

При расчете усредненной МТФ процедура должна быть повторена для других групп N линий вдоль острого края.

Таким образом, для определения DQE необходимо установить следующие параметры:

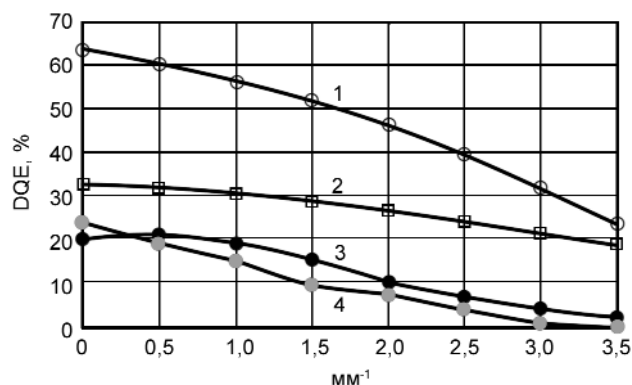
- ✓ качество излучения (табл. 1);
- ✓ экспозицию (керма в воздухе);
- ✓ фокусное расстояние (не менее 1,5 м);
- ✓ рекомендуемую геометрию;
- ✓ метод определения МТФ;
- ✓ соответствующие климатические условия.

Результирующее значение DQE удобно представить в виде таблицы или рисунка. В качестве примера приведена табл. 3. В общем виде  $DQE(n)/DQE(v)$  может быть представлена по двум осям – горизонтальной и вертикальной. Если соотношение  $DQE(n)/DQE(v)$  лежит в пределах 0,9–1,1, двумерное DQE может быть усреднено. Можно представить DQE по диагонали.

Как видно из приведенных соотношений, определение DQE несколько отличается от принятого ранее (см. табл. 1). Сам принцип определения DQE по отношению спектров Винера на входе и выходе, умноженному на функцию передачи модуляции МТФ, требует использования преобразования Фурье и исключения понятия DQE в области нулевых частот, которыми мы пользовались ранее.

**Таблица 3**  
**DQE в зависимости от f**

Качество излучения, доза	$f_{мм}^{-1}$	DQE
RQA 5 2,5 мкГр	0,5	0,65
	1,0	0,6
	1,5	0,5
	2,0	0,4
	2,5	0,3
	3,0	0,15



**Рис. 3.** Сравнительные значения  $DQE$  различных цифровых систем преобразования изображения, полученные в соответствии с МЭК 62220-1 (по данным фирмы Siemens)

1 – люминофор + кремний (Pixium)

2 – селен + кремний

3 – рентгеновская пленка + экран с усилением 400

4 – фотостимулируемые люминофоры

На рис. 3 приведены экспериментальные значения  $DQE$  различных систем, полученных с применением рекомендаций МЭК 62220-1 фирмой Siemens.

Насущная задача отечественных разработчиков состоит в освоении принятого документа. Этим задача не ограничивается. Рас-

смотренный стандарт МЭК не распространяется на такие быстро развивающиеся разделы цифровой рентгенодиагностики, как маммография, импульсное просвечивание, сканирующая рентгенография, компьютерная томография. Здесь предстоит длительная работа по каждому из этих направлений.

### Список литературы

1. Зеликман М.И. Особенности контроля характеристик цифровых рентгенодиагностических систем // Мед. техника. 2002, №5. С.3–6
2. Моргун О.Н., Немченко К.Э., Рогов Ю.В. Количественный параметр для объективного сравнения качества цифровых систем визуализации рентгеновского изображения // Мед. техника. 2003, №5, С.6–9
3. Моргун О.Н., Немченко К.Э., Рогов Ю.В. Квантовая эффективность детектирования как параметр качества устройства визуализации // Мед. техника. 2003, №5, С.19–21.
4. Приемники рентгеновского изображения рентгеновских диагностических аппаратов с цифровой регистрацией изображений. Номенклатура параметров и характеристик качества изображений, методы и средства их определения. ВНИИИМТ. 2003. Стандарт предприятия 01-22-04