

НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ им. Г.И.Будкера СО РАН

С.Е. Бару, В.В. Поросев,
А.Г. Хабахпашев, Л.И. Шехтман

ХАРАКТЕРИСТИКИ ЦИФРОВЫХ
ДЕТЕКТОРОВ РЕНТГЕНОВСКОГО
ИЗЛУЧЕНИЯ

ИЯФ 2001-7

НОВОСИБИРСК
2001

Характеристики цифровых детекторов рентгеновского излучения

*С.Е. Бару, В.В. Поросев,
А.Г. Хабакхашев, Л.И. Шехтман*

Институт ядерной физики им. Г.И. Будкера
630090 Новосибирск, Россия

Аннотация

Обсуждаются основные характеристики цифровых детекторов рентгеновского излучения. Особое внимание уделяется универсальности характеристик и удобству их применения для сравнения различных установок. Делаются рекомендации по измерению и применению описываемых характеристик.

Parameters of digital x-ray detectors

*S.E. Baru, V.V. Porosev,
A.G. Khabakhpashev, L.I. Shekhtman*

Abstract

We discuss main parameters used for characterization of the digital x-ray detectors. Attention is paid to universality of the parameters and convenience of their use for comparison of different digital systems. Recommendations are made for the measurement and application of the described characteristics.

© *Институт ядерной физики
им. Г.И. Будкера СО РАН, Россия*

1 Введение

В последние годы в медицинской радиологии находят все более широкое применение цифровые рентгенографические установки (ЦРУ) [1]. Мы будем называть установки цифровыми, если они позволяют записывать рентгеновский снимок в виде двумерной матрицы. Каждый элемент матрицы содержит значение интенсивности рентгеновского излучения, прошедшего через тело пациента и зарегистрированного детектором в этом канале. Таким образом, цифровые детекторы имеют канальную структуру, жестко привязанную к границам изображения. Размер канала и его форма определяют пространственные характеристики детектора.

Работы над цифровыми рентгенографическими установками были начаты в Институте ядерной физики СО РАН в 1982г. В этих работах для регистрации рентгеновского излучения использовались быстродействующие однокоординатные многопроволочные камеры и сканирующий метод для получения второй координаты точки поглощения кванта. Первые две установки были запущены во Всесоюзном центре охраны здоровья матери и ребенка в Москве в 1984 и 1987 г.г.

После серьезных усовершенствований (уменьшение вдвое ширины канала до 0.6 мм, использование современных на то время компьютеров IBM PC 486 в режиме прямой связи с детектором и др.) установка, названная после модернизации МЦРУ "Сибирь", успешно прошла в 1994 г. в Москве технические и медицинские испытания и приказом Минздрава рекомендована к серийному выпуску и применению в медицине. В 1999 и 2000 г.г. первые две

установки во Всесоюзном центре по охране здоровья матери и ребенка были заменены на МЦРУ "Сибирь".

В конце 80-х и позже в мире появился целый ряд цифровых установок, в которых изображение получается или переводится в цифровой вид. Ряд японских и западно-европейских фирм (Тошиба, Сименс и др.) начали выпуск рентгеновских аппаратов, в которых вместо фотопленки используются пластины люминофора с памятью. При съемке пациента изображение запоминается в такой пластине и затем может быть получено путем лазерного считывания. Фирма Сименс использует также для получения цифровых изображений РЭОП большого диаметра, хотя такие приборы стоят дорого. Фирма Филипс для записи изображения использует селеновый барабан, считывание с которого производится с помощью сканирования специальным электростатическим щупом с последующей математической обработкой изображения. Ряд фирм в США и Западной Европе выпускает экраны из аморфного кремния или селена с активной считывающей матрицей. В этих устройствах заряд, возникающий в аморфном материале от поглощения рентгеновского фотонов, накапливается на емкостях, изготовленных в виде матрицы металлических площадок, соединенных с PIN диодами на одной из сторон экрана (в случае аморфного кремния на поверхности экрана выращивается тонкий слой тяжелого сцинтиллятора для получения достаточной эффективности). Рядом с площадками имеются транзисторные ключи, позволяющие быстро считывать заряд с каждого элемента активной матрицы. Такие экраны достигают размеров 40*40 см.

В России ряд фирм ("Квитон", Институт прикладной физики СО РАН, Новосибирск) также разработали сканирующие рентгенографические аппараты, в которых для регистрации рентгеновского излучения используются фотодиодные линейки с гадолиниевыми сцинтилляторами. Цифровые рентгеновские флюорографы разработаны фирмами "Спектр АП", "Медрентех" и др. Фирма "СП Гелпик" получает цифровое изображение с помощью матричного фотоприемника, на который изображение со сцинтиллирующего экрана проецируется с помощью оптики.

Фотопленка и усиливающие экраны однородны и изотропны по полю снимка. Это же относится и ко многим аналоговым флюорографическим аппаратам на основе РЭОПов. В отличие от аналоговых цифровые детекторы имеют канальную структуру и не являются однородными и изотропными устройствами, и это должно учитываться при измерении пространственных характеристик таких детекторов. Методы измерения пространственных характеристик, применяемые для экрано-пленочных систем, не всегда корректны для цифровых детекторов. С другой стороны цифровые установки работают в режиме прямой связи с компьютером, а это дает возможность быстро и удобно измерять количественные характеристики детекторов.

Все это показывает, что целесообразно ввести объективные количественные характеристики для цифровых детекторов, определить методы их измерения и показать их связь с параметрами аналоговых систем. В этой статье делается попытка выработать набор основных характеристик цифровых детекторов и предложить методы их измерения.

2 Параметры, характеризующие точность измерения величины сигнала

Основной характеристикой детектора является точность измерения величины сигнала (падающего на детектор потока рентгеновского излучения). Существенным является также знание зависимости этой точности от величины падающего потока и, в частности, минимальное и максимальное значения потока, при которых точность измерения существенно ухудшается. Наиболее употребительными параметрами, характеризующими эти величины, являются контрастная чувствительность и динамический диапазон. Универсальным параметром, удобно описывающим точность измерения во всем диапазоне сигналов, является DQE (detective quantum efficiency) - квантовая эффективность регистрации.

2.1 Контрастная чувствительность

Под контрастной чувствительностью обычно понимается наименьшее изменение поглощения в объекте, видимое на изображении при заданном размере объекта и дозе облучения. Изменение плотности потока на объекте нормируется на сигнал на окружающем фоне и выражается в относительных единицах.

$$K = \frac{N_b - N}{N_b}, \quad (1)$$

где N – сигнал на объекте, N_b – сигнал в области фона, окружающего объект. Основным фактором, ограничивающим контрастную чувствительность, является шум на изображении. Как только изменение поглощения в объекте становится сравнимо с шумовыми флуктуациями сигнала, наблюдатель перестает различать объект. Более точно, отличие плотности потока за объектом и за окружающий объект тканью должно более, чем в 5 раз превышать среднеквадратичное отклонение потока через объект. При этом глаз наблюдателя начинает различать объект на фоне окружающей ткани [2]. Таким образом, контрастную чувствительность удобно выражать через отношение сигнала к шуму на объекте. Здесь под сигналом понимается разность полного зарегистрированного потока через объект и потока через участок сбоку, равный по площади объекту. Шум равен корню квадратному из дисперсии полного зарегистрированного потока через объект. Шум на изображении складывается из следующих основных составляющих: квантового шума, который представляет собой статистические флуктуации числа зарегистрированных рентгеновских квантов, и собственного шума детектора, который определяется шумом различных компонентов регистрирующего тракта.

$$s/n = \frac{N}{\sqrt{n_q^2 + n_d^2}}, \quad (2)$$

где s/n – отношение сигнал-шум, n_q – квантовый шум, n_d – собственный шум детектора. Величина собственного шума детектора

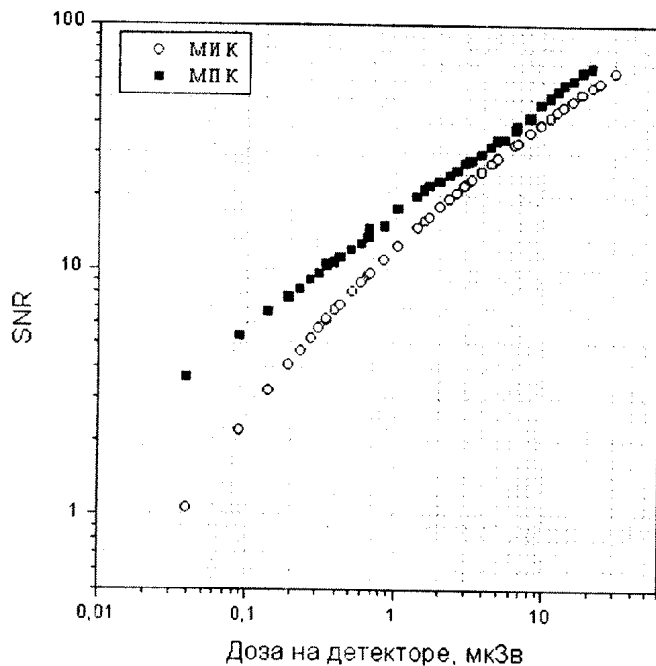


Рис. 1: Зависимость отношения сигнал-шум (SNR) от входной дозы для двух различных детекторов установки МЦРУ

здесь и далее выражается в эквивалентном числе фотонов. Имея в виду, что квантовый шум равен квадратному корню из зарегистрированного потока, получим

$$s/n = \frac{\sqrt{N}}{\sqrt{1 + \frac{n_d^2}{N}}}. \quad (3)$$

На рис.1 показаны зависимости отношения сигнал-шум от дозы на поверхности детектора для двух различных детекторов, используемых в установке МЦРУ: многопроволочной пропорциональной камеры (МПК, MWPC) и многоэлектродной ионизационной камеры (МИК, MIC). Отношение сигнал-шум для МПК пропорцио-

нально входной дозе на детекторе, поскольку этот детектор работает в режиме прямого счета рентгеновских квантов. У МИК, напротив, отношение сигнал-шум падает при низких входных дозах, поскольку этот детектор работает в режиме накопления заряда и обладает определенным собственным шумом.

Исходя из формулы (1), контрастная чувствительность равна отношению шума на объекте, умноженного на фактор ~ 5 , к сигналу сбоку от объекта. Тогда из формулы (2) получаем выражение для контрастной чувствительности.

$$K = \eta \frac{\sqrt{1 + \frac{n_s^2}{N}}}{\sqrt{N}}, \quad (4)$$

где η – фактор, необходимый для выделения глазом объекта на случайном фоне. Здесь величины сигнала и шума относятся не к элементу изображения, а ко всему объекту.

Для измерения контрастной чувствительности обычно берется тест-объект, состоящий из вещества, имитирующего тело человека (как правило плексиглас), на который накладываются пластинки из алюминия различной толщины, создающие на изображении объекты различной контрастности. Как правило тест-объект имитирует поглощение в грудной клетке. В этом случае для измерения создается доза облучения, характерная для снимков грудной клетки. Размер алюминиевых пластинок должен быть существенно больше элемента изображения и пространственного разрешения детектора.

2.2 Динамический диапазон

Кроме ограничений при передаче малых изменений входного потока, связанных с шумами, детектор может также вносить искажения при передаче очень больших сигналов, когда некоторые элементы регистрирующего тракта перегружаются. Для характеристики таких ограничений вводится понятие динамического диапазона. Фактически, контрастная чувствительность, которая согласно (4) должна падать (улучшаться) с ростом входной дозы, в ре-

альном детекторе, начиная с некоторой дозы, растет (ухудшается). Под динамическим диапазоном понимается отношение максимальной и минимальной доз на входе в детектор, при которых реализуется заданная контрастная чувствительность (обычно берется контрастная чувствительность 5%). Таким образом, для измерения динамического диапазона берется алюминиевая пластинка обеспечивающая контраст 5%, и находятся минимальная и максимальная дозы на поверхности детектора, при которых эта пластинка еще видна. Динамический диапазон равен отношению этих доз.

2.3 Квантовая эффективность регистрации

Зависимость отношения сигнал-шум от входного потока (дозы) полностью характеризует способность детектора к передаче величины сигнала. Однако эта величина не совсем удобна для анализа и сравнения с другими детекторами, поскольку она монотонно меняется во всем диапазоне изменения входного сигнала. Более удобна так называемая квантовая эффективность регистрации детектора

$$DQE = \frac{(s/n)_{out}^2}{(s/n)_{in}^2}, \quad (5)$$

где $(s/n)_{in}$ – отношение сигнал-шум на входе в детектор, $(s/n)_{out}$ – отношение сигнал-шум на изображении. Поскольку квадрат шума на входе в детектор равен входному потоку, то

$$(s/n)_{in}^2 = N_{in}, \quad (6)$$

где N_{in} – входной поток. Зарегистрированный поток равен ϵN_{in} , где ϵ – доля поглощенного потока. В том случае, если собственный шум детектора и шум оцифровки много меньше квантового шума, квадрат отношения сигнал-шум на выходе детектора равен также ϵN_{in} . Таким образом, квантовая эффективность регистрации в этом случае равна константе - ϵ . В случае наличия собственного шума у детектора, а также искажений, возникающих при больших

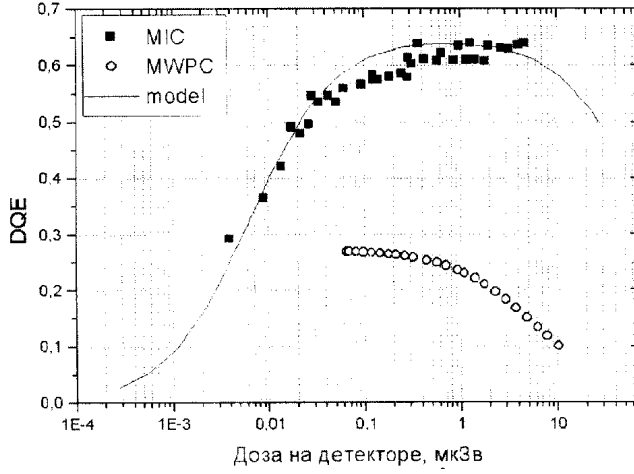


Рис. 2: DQE для МПК, МИК, используемых в установке МЦРУ. Показана также зависимость DQE от входной дозы для детектора с шумом 4 фотона и границей динамического диапазона 1000000 фотонов.

величинах входного потока, формула для квантовой эффективности регистрации выглядит следующим образом:

$$DQE = \frac{\epsilon \frac{1}{1 + \epsilon N_{in}/N_{up}}}{1 + \frac{n^2}{\epsilon N_{in}}}, \quad (7)$$

здесь N_{up} – поток через объект (элемент изображения), при котором эффективность падает в 2 раза, и которой далее мы будем называть границей динамического диапазона.

На рис.2 показана зависимость DQE от входного потока для детектора с собственным шумом равным 4 фотонам/кв.мм и границей динамического диапазона 1000000 фотонов/кв.мм. Здесь же показаны результаты измерений зависимости DQE от входного потока для установки МЦРУ, в которой в качестве детектора используется многопроволочная пропорциональная камера (МПК), и установки с многоэлектродной ионизационной камерой [3].

Из рисунка видно, что МИК имеет эффективность более, чем в 2 раза выше МПК. Это связано с более высоким давлением газа в камере. Кроме того, МПК имеет ограничение при больших дозах при значительно более низком уровне входной дозы. С другой стороны МИК обладает собственным шумом примерно равным 4 фотонам, что приводит к снижению DQE при низких уровнях входной дозы. Таким образом, из приведенного выше краткого анализа можно увидеть, что DQE является универсальной характеристикой, которая позволяет быстро рассчитать контрастную чувствительность при различных входных дозах, а также оценить динамический диапазон.

Измерение DQE, фактически, заключается в измерении зарегистрированного отношения сигнал-шум. При этом предварительно входной поток должен быть измерен и откалиброван, т.е. должно быть известно соответствие между входным и зарегистрированным потоком во всем диапазоне измерения. В качестве сигнала берется среднее значение по группе каналов, а в качестве шума - среднеквадратичное отклонение по этой же группе.

3 Параметры, характеризующие пространственную точность

3.1 Функция отклика. Частотно-контрастная характеристика (ЧКХ)

Под функцией отклика (аппаратной функцией) понимается изображение на детекторе бесконечно узкого пучка излучения. Функция отклика характеризует нерезкость изображения. Поскольку падающий пучок можно представить в виде суперпозиции бесконечно узких пучков

$$N_{in}(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \delta(x - x', y - y') N_{in}(x', y') dx' dy', \quad (8)$$

где δ – дельта-функция Дирака, то изображение на детекторе можно представить в виде суперпозиции аппаратных функций

$$N(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x - x', y - y') N_{in}(x', y') dx' dy', \quad (9)$$

где $f(x, y)$ – аппаратная функция детектора.

Выражения типа (8) и (9) называются ”сверткой” с ”ядром” в виде дельта-функции (8) и функции отклика (9). Одним из основных свойств свертки является то, что Фурье-преобразование этого выражения равно произведению Фурье-образов подинтегральных функций.

$$\hat{N}(\nu_x, \nu_y) = \hat{F}(\nu_x, \nu_y) \hat{N}_{in}(\nu_x, \nu_y), \quad (10)$$

где \hat{N} , \hat{F} и \hat{N}_{in} – фурье-образы распределения сигнала на детекторе, аппаратной функции и падающего потока соответственно.

Тогда, если сигнал в детекторе последовательно проходит несколько преобразований, и каждое преобразование характеризуется своей функцией отклика, фурье-образ результирующей функции будет равен произведению фурье-образов функций отклика всех этапов. Таким образом, фурье-образ функции отклика более удобен в использовании при анализе свойств детектора. Эта функция называется частотно-контрастной характеристикой детектора (ЧКХ).

3.2 Проблемы, связанные с фиксированными границами каналов

Любой цифровой детектор имеет канальную структуру изображения, т.е. чувствительное поле детектора разбито на элементарные ячейки, в каждой из которых накапливается сигнал, характеризующий интенсивность излучения, зарегистрированного в пределах этого участка.

$$N_{k,l} = \int_{x_k, y_l}^{x_k + a_x, y_l + a_y} N(x, y) dx dy, \left\{ \begin{array}{l} x_k = k\Delta_x \\ y_l = l\Delta_y \end{array} \right., \quad (11)$$

где $N_{k,l}$ – содержимое ячеек изображения, $a_{x,y}$ – размер ячейки (ширина канала), $\Delta_{x,y}$ – шаг каналов. Под шириной канала здесь понимается размер зоны, в которой данный канал чувствителен. Этот размер может отличаться от шага каналов на изображении. Вводя функцию цифрового канала

$$g_{k,l} = \begin{cases} 1, & x \in [x_k, x_k + a_x), y \in [y_l, y_l + a_y) \\ 0, & x \notin [x_k, x_k + a_x), y \notin [y_l, y_l + a_y) \end{cases} \quad (12)$$

получим

$$N'(x, y) = \sum_{k,l} \int_{-\infty}^{\infty} g_{k,l}(x - x', y - y') N(x', y') dx' dy' \quad (13)$$

Здесь функция N' является кусочно постоянной, причем значение ее в пределах канала k, l равно $N_{k,l}$. С учетом (9) и (10) преобразование Фурье от функции N' представляет собой следующее выражение

$$\hat{N}' = \sum_{k,l} \exp 2\pi i(\nu_x k \Delta_x + \nu_y l \Delta_y) \hat{G} \hat{F} \hat{N}_{in} \quad (14)$$

при переходе к дискретному преобразованию Фурье при правильном подборе шага дискретизации по частоте ($\delta\nu_{x,y} = 1/n\Delta_{x,y}$, где n – число каналов детектора) фазовый множитель в выражении (14) исчезает. В результате, Фурье-образ изображения на детекторе с канальной структурой равен

$$\hat{N}' = \hat{G} \hat{F} \hat{N}_{in}. \quad (15)$$

Здесь \hat{G} – Фурье-образ функции цифрового канала, которая в общем случае может быть отличной от прямоугольника, произведение $\hat{G} \hat{F}$ является новой ЧКХ, в которой учитывается канальная структура детектора.

Вместе с тем, результат дискретного преобразования Фурье, согласно теореме Найквиста, соответствует непрерывному Фурье-образу только в том случае, если эта функция равна нулю при

частотах выше частоты Найквиста

$$\nu_{Nx,y} = \frac{1}{2\Delta_{x,y}}. \quad (16)$$

В противном случае значения непрерывного Фурье-образа выше частоты Найквиста прибавляются к значениям этой функции ниже частоты Найквиста, и таким образом, дискретное преобразование Фурье может быть значительно искажено [4]. Поскольку пространственно частотный спектр дискретных изображений искажен по сравнению с его непрерывным аналогом, то и ЧКХ измеренная путем фурье анализа изображений каких-либо тест-объектов, также будет искажена. Общепринятым способом измерения ЧКХ является измерение контрастности периодических рентгеноконтрастных объектов (решеток). При этом для непрерывного детектора (например, фотопленки) контрастность изображения решетки

$$K_g = \frac{N_{max} - N_{min}}{N_{max} + N_{min}} \quad (17)$$

приблизительно равна ЧКХ. В случае детектора с очень мелкой канальной структурой и высокой частотой Найквиста, контрастность решеток также дает хорошее приближение ЧКХ. Однако, для большинства цифровых детекторов характерная физическая нерезкость близка к шагу каналов, т.е. спектр изображения простирается выше частоты Найквиста. При этом измерение ЧКХ при помощи изображения решеток или фурье анализа изображения каких-либо других тест-объектов дает искаженный результат.

При получении изображения решеток возникает также проблема фазового сдвига решетки относительно канальной структуры детектора. При этом, если период решетки близок к шагу каналов, изображение может сильно меняться, в зависимости от фазового сдвига. Одним из вариантов решения этой проблемы является усреднение контрастности изображения решетки относительно фазового сдвига. Этот метод, однако, является громоздким и не всегда удобен в использовании.

Наличие таких искажений в пространственном спектре изображения решеток приводит к тому, что этот метод может применяться только для достаточно грубых оценок параметров ЧКХ, а не для ее точного измерения.

3.3 Корректный способ измерения ЧКХ.

Метод наклонного края

Для точного измерения ЧКХ нужно, фактически, просканировать апертуру канала детектора узкой щелью с шагом, много меньшим размера канала. Такое измерение эквивалентно соответствующему уменьшению шага оцифровки и увеличению частоты Найквиста. Одним из простых методов, позволяющих провести подобное измерение на одном изображении, является метод наклонного края [5]. В этом методе проводится съемка непрозрачной полуплоскости, край которой наклонен под малым углом α к линии границы каналов. Тогда апертура каждого следующего канала будет уменьшена на величину $\Delta_{x,y} \sin \alpha$ по отношению к предыдущему каналу в направлении, перпендикулярном границе полуплоскости. Нетрудно видеть, что зависимость сигнала в каналах, пересекаемых краем полуплоскости, от координаты вдоль этого края, является сверткой аппаратной функции детектора с единичной "ступенькой"

$$h(x) = \int f(x')s(x' - x) dx', \quad (18)$$

где

$$s(x) = \begin{cases} 1, & x < 0 \\ 0, & x \geq 0 \end{cases} \quad (19)$$

Фурье преобразование функции $s(x)$ равно

$$\hat{S}(\nu) = \begin{cases} 1/2, & \nu = 0 \\ -i/(2\pi\nu), & \nu \neq 0 \end{cases} \quad (20)$$

Тогда искомая ЧКХ равна

$$\hat{F}(\nu) = \frac{\hat{H}(\nu)}{\hat{S}(\nu)}, \quad (21)$$

где $\hat{H}(\nu)$ – фурье-образ измеренной зависимости сигнала вдоль края наклонной полуплоскости.

Таким образом, для измерения ЧКХ детектора нужно получить изображение края полуплоскости, наклоненного под малым углом к линии границы каналов. Искомая ЧКХ будет равна отношению фурье-образа зависимости сигнала от координаты вдоль границы полуплоскости и фурье-образа единичной "ступеньки". Угол наклона края полуплоскости должен быть таким, чтобы величина $\Delta_{x,y} \sin \alpha$ была много меньше характерного масштаба нерезкости на детекторе. Также следует учитывать, что при больших потоках падающего излучения сигнал на границе непрозрачного объекта может быть искажен из-за резкого перепада. Для измерений ЧКХ при больших потоках следует брать полупрозрачный тест-объект.

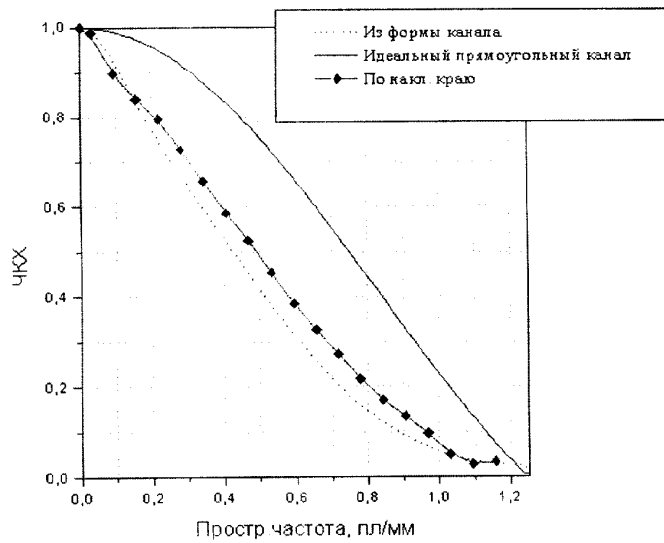


Рис. 3: ЧКХ для многоэлектродной ионизационной камеры, измеренная методом наклонного края и прямым фурье-преобразованием измеренной аппаратной функции (формы канала). Показана также ЧКХ канала прямоугольной формы шириной 0,4 мм.

При этом можно корректно провести измерение зависимости ЧКХ от величины падающего потока. В качестве примера применения этого метода на рис.3 приведены ЧКХ многоэлектродной ионизационной камеры, используемой в последней модификации МЦРУ "Сибирь".

На рисунке сравнивается ЧКХ, полученная методом наклонного края, а также ЧКХ, полученная прямым фурье-преобразованием измеренной аппаратной функции (формы канала). Кроме того приведена также ЧКХ для идеального прямоугольного канала шириной 0.4 мм. Видно, что метод наклонного края дает хорошую точность измерения ЧКХ.

4 Заключение

Необходимость объективной оценки параметров различных цифровых детекторов и их корректного сравнения между собой является достаточно актуальной. Наличие большого количества частных характеристик, отображающих различные стороны работы детектора, часто делает такое сравнение неоднозначным. В настоящей статье мы предлагаем ограничиться двумя характеристиками: квантовой эффективностью регистрации для оценки точности измерения величины сигнала и частотно-контрастной характеристикой для оценки пространственной точности.

Канальная структура цифровых детекторов предъявляет особые требования к методике измерения частотно-контрастной характеристики. Рекомендованный способ – метод наклонного края, позволяет избежать существенных искажений при оценке ЧКХ и правильно учесть вклад от размера элемента изображения и величины физической нерезкости в детекторе.

Методика измерения ЧКХ и квантовой эффективности регистрации не слишком проста и требует использования специального программного обеспечения. Однако, поскольку компьютер является неотъемлемой частью любого цифрового детектора, это не может быть принципиальным препятствием к использованию предложенной методики.

А Рекомендации по методике измерения квантовой эффективности регистрации

Перед началом измерения квантовой эффективности регистрации требуется откалибровать рентгеновский поток на входе детектора так, чтобы знать соответствие между режимом (током) рентгеновской трубки и потоком на поверхности входного окна. Для этого нужно измерить поток на поверхности детектора каким-либо другим счетным детектором со эффективностью равной 1.0 во всем диапазоне энергии спектра рентгеновского излучения (сцинтилляционный счетчик на основе CsJ или другого тяжелого кристалла или полупроводниковый детектор на основе CdTe, Ge или другого тяжелого материала). Другой возможный метод калибровки - это измерение дозы на поверхности входного окна детектора, и пересчет этой дозы в поток с использованием таблиц (например из [6]). Ошибка в калибровке потока приведет к искажению величины DQE на соответствующий множитель во всем диапазоне значений.

Измерение DQE заключается в съемке серии кадров при различных режимах (значении тока) рентгеновской трубки так, чтобы перекрыть весь динамический диапазон детектора. Возможно использование тест-объектов различной толщины. В этом случае, однако, нужно проводить калибровку входного потока с этими же тест-объектами. Далее нужно рассчитать по каждому кадру значение средней величины сигнала по фрагменту размером 10×10 каналов (или более) и среднеквадратичную величину флуктуаций этого среднего. Для этого потребуется специальная программа. Фрагмент 10×10 каналов нужно брать для того, чтобы ограниченное пространственное разрешение не влияло на DQE. Отношение средней величины по фрагменту к среднеквадратичному является s/n_{out} из формулы (5). s/n_{in} - это величина входного потока через площадку, равную фрагменту 10×10 каналов. Согласно формуле (5) DQE равна отношению квадратов этих двух величин.

Б Рекомендации по методике измерения частотно-контрастной характеристики методом наклонного края

Для измерения ЧКХ по методу наклонного края нужно изготовить тест-объект, представляющий собой прямоугольный кусок плексигласа толщиной 1 см с хорошо обработанным краем. Дефекты края не должны превышать 0.1 размера элемента изображения на детекторе. Размеры прямоугольника должны быть больше размеров кадра. Толщина плексигласа должна обеспечивать ослабление рентгеновского излучения около 20% для того, чтобы искажение изображения на краю не влияло на оценку ЧКХ.

Тест-объект устанавливается под углом не менее 85 градусов по отношению к направлению, в котором измеряется пространственное разрешение. Далее, снимается изображение тест-объекта и при помощи специальной программы обрабатывается. Программа рассчитывает фурье-образ изображения полупрозрачной границы и искомую ЧКХ по формуле 21.

Литература

- [1] См., например, M.J.Yaffe and J.A.Rowlands, "X-ray detectors for digital radiography", *Phys.Med.Biol.* 42(1997), 1-39.
- [2] Hay.G.A., "Traditional X-ray imaging", *Scientific basis of medical imaging*, ed. P.N.T.Wells (Churchill Livingstone: Edinburgh), 1982 pp.1-53.
- [3] E.A.Babichev, S.E.Baru, V.R.Groshev, A.G.Khabakhpashev, V.V.Porosev, G.A.Savinov, L.I.Shekhtman, V.I.Tel'nov, "Photon counting and integrating analog gaseous detectors for digital scanning radiography", *Nucl.Instr.& Meth.* A419 (1998), p.290-294.
- [4] Judy P.F., "The line spread function and modulation transfer function of a computed tomography scanner", *Med.Phys.* 3 (1976), 233-236.
- [5] Fujita H., Tsai D.Y., Itoh T., Doi K., Morishita J., Ueda K. and Ohtsuka A., "A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography", *IEEE Trans.Med.Imaging*, 11 (1991), 34-39.
- [6] Рентгенотехника, справочник под ред.В.В.Клюева, кн.1., Машиностроение, 1980.

*С.Е. Бару, В.В. Пороцев,
А.Г. Хабакпашев, Л.И. Шехтман*

**Характеристики цифровых детекторов
рентгеновского излучения**

*S.E. Baru, AV.V. Porosev,
A.G. Khabakhpashev, L.I. Shekhtman*

Parameters of digital x-ray detectors

ИЯФ 2001-7

Ответственный за выпуск А.М. Кудрявцев

Работа поступила 25.01.2001 г.

Сдано в набор 1.02.2001 г.

Подписано в печать 2.02.2001 г.

Формат бумаги 60×90 1/16 Объем 1.3 печ.л., 1.0 уч.-изд.л.

Тираж 120 экз. Бесплатно. Заказ № 7

Обработано на IBM PC и отпечатано на
ротапринте ИЯФ им. Г.И. Будкера СО РАН

Новосибирск, 630090, пр. академика Лаврентьева, 11.