

Алгоритм оценки параметров рентгеноконверсионных материалов

Е. А. Татарина, В. В. Матюхин, Д. Г. Парин

В настоящей работе выделены основные количественные и качественные характеристики, определяющие информативность и точность передачи изображения объекта контроля при проведении рентгеновских исследований. Перечень характеристик определяется основными требованиями к конверсионным материалам предназначенным для создания рентгеночувствительных панелей, используемых при построении детекторов рентгеновского излучения в цифровых рентгеновских аппаратах различного назначения: для медицинской рентгеновской диагностики, для радиационного неразрушающего контроля в промышленности, контроля пищевых продуктов и т. п. Разработан алгоритм оценки характеристик рентгеноконверсионных материалов. Разработана методика оценки характеристик изображения исследуемого объекта в лабораторных условиях включающая корректировку чувствительности фотосенсора, Gain-калибровку, корректировку дефектных пикселей, получение графиков типовых показателей функции передачи модуляции (MTF) и квантовой эффективности регистрации (DQE). Представленная методика может служить основой для автоматизации процесса оценки характеристик рентгеноконверсионных материалов.

Ключевые слова: сцинтиллятор, рентгеноконверсионные материалы, рентген, детектор.

Введение

Сцинтилляторами называют вещества, обладающие способностью излучать свет при поглощении ионизирующего излучения [1–6]. Применение сцинтилляторов необходимо для конвертирования рентгеновского сигнала в видимый свет. В процессе создания соответствующих рентгеночувствительных панелей необходимо определить и выбрать тип сцинтиллятора, основные параметры которого позволяют наиболее оптимально решать поставленную задачу.

Целью данной работы являлась разработка методики, которая предназначена для проведения в лабораторных условиях анализа и выбора высококонтрастных рентгеноконверсионных материалов, преобразующих энергию квантов рентгеновского излучения в световое излучение, имеющего оптимальную длину волны, близкую к 550 нм.

Разрабатываемая методика позволит определять основные оптические характеристики рентгеноконверсионных материалов сцинтилляционных экранов. При этом объектами исследований могут быть сцинтилляционные экраны с различными рентгеноконверсионными характеристиками, предназначенные для применения в составе рентгеночувствительных панелей, используемых, в свою очередь, при изготовлении цифровых приемников (детекторов) рентгеновских аппаратов для различных областей применения в медицинской и промышленной рентгеновской диагностике.

Основные характеристики рентгеноконверсионных материалов

Для обеспечения требуемой функциональности были выявлены количественные и качественные характеристики, определяющие информативность и точность передачи изображения объекта контроля. Перечень характеристик определяется основными требованиями к конверсионным материалам, предназначенным для создания рентгеночувствительных панелей, используемых при построении детекторов рентгеновского излучения в цифровых рентгеновских аппаратах различного назначения: для медицинской рентгеновской диагностики, для радиационного неразрушающего контроля в промышленности, контроля пищевых продуктов и т. п.

Татарина Елена Александровна, научный сотрудник, к.т.н.

Матюхин Владислав Вячеславович, студент.

Парин Даниил Геннадьевич, студент.

Московский физико-технический институт (государственный университет).

Россия, 141701, Московская обл., г. Долгопрудный, Институтский пер., 9.

E-mail: tatarinova.ea@mipt.ru; daniil.parinov@phystech.edu

Статья поступила в редакцию 31 июля 2017 г.

© Татарина Е. А., Матюхин В. В., Парин Д. Г., 2017

Неравномерность распределения яркости

Неравномерность распределения яркости в поле изображения определяют по снимку «чистого» поля без коррекции чувствительности. Допустимое отклонение не должно превышать $\pm 2\%$.

Неравномерность распределения яркости в поле изображения определяют по формуле:

$$\gamma = \frac{B_0 - B_{0,8}}{B_0} \times 100\%, \quad (1)$$

где $B_0, B_{0,8}$ – среднее значение яркости в выбранных областях интереса в центре рабочего поля и на периферии (на расстоянии $0,8$ длины радиус-вектора от центра до углов изображения), соответственно.

Линейность отклика

Область линейности отклика от величины экспозиции определяют по серии снимков «чистого» поля с экспозициями в диапазоне от полного насыщения всех пикселей до уровня, соответствующего отношению сигнал/шум равного 1.

Экспозиция выбирается на уровне 95 % от минимальной экспозиции, соответствующей насыщению не менее 50 % пикселей.

Минимальный детектируемый сигнал

Экспозиция производится с режимами, соответствующими клиническим параметрам настройки для данной толщины компрессии.

Функция передачи модуляции (MTF)

Функция передачи модуляции является наиболее информативной мерой разрешающей способности [5]. Оценка MTF производится по методу «острого края» [1, 2]. Экспозиция выбирается на уровне 95 % от минимальной экспозиции, соответствующей насыщению не менее 50 % пикселей.

Квантовая эффективность регистрации (DQE)

Оценка DQE проводится с учетом результатов оценки функции передачи модуляции (MTF). Испытания необходимо проводить для трех значений уровня дозы в плоскости приемника:

- «максимальном», т. е. 95 % от минимальной экспозиции, соответствующей насыщению не менее 50 % пикселей;
- 60 % от максимальной дозы;
- 30 % от максимальной дозы.

Аналитическое выражение для частотно-зависимого значения квантовой эффективности DQE (u, v) выражается следующим соотношением из работ [2, 3]:

$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{W_{in}(u, v)}{W_{out}(u, v)}, \quad (2)$$

где $MTF(u, v)$ – предварительная функция передачи модуляции устройства для получения цифрового рентгеновского изображения; $W_{in}(u, v)$ – спектр мощности шума радиационного поля на поверхности детектора; $W_{out}(u, v)$ – спектр мощности шума на выходе устройства для получения цифрового рентгеновского изображения.

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

$$W_{in}(u, v) = K_a \times SNR_{in}^2, \quad (3)$$

где K_a – измеренная воздушная керма, мкГр; SNR_{in}^2 – квадрат отношения «сигнал–шум» к воздушной керме.

Пространственная разрешающая способность

Параметры напряжения (кВ), а также тока и продолжительности работы (мА с) режимов работы генератора подбираются индивидуально по наилучшему контрасту изображения.

Характеристики дефектов

Дефектом считается любой пиксель, отличающийся по интенсивности от среднего значения более чем на 30 %. Кластером дефектов считается множество дефектов, граничащих друг с другом хотя бы одной гранью.

Характеристики дефектов определяют по серии снимков «чистого» поля с экспозициями в диапазоне 5–95 % от минимальной экспозиции насыщения без коррекции чувствительности.

Угловая зависимость чувствительности

Характеристики дефектов определяют по серии снимков «чистого» поля, снятых под разными углами падения рентгеновского пучка в диапазоне от 0 до 60° по отношению к нормали экрана.

Измерения проводятся на уровне экспозиции, соответствующей 70 % от «максимальной» экспозиции (95 % от минимальной экспозиции, соответствующей насыщению не менее 50 % пикселей) при нормальной ориентации пучка по отношению к плоскости экрана.

Испытания необходимо проводить для серии углов в диапазоне от 0 до 60° по отношению к нормали экрана с шагом в 5° для двух взаимно перпендикулярных направлений наклона (вдоль строк и вдоль столбцов фотосенсора).

Спектральные характеристики

Для каждого измерения экспозиция выбирается на уровне «максимальной» (95 % от минимальной экспозиции, соответствующей насыщению не менее 50 % пикселей). Спектральные характеристики определяют по набору спектров люминесценции, снятых при напряжениях анода от 40 до 160 кВ.

Алгоритм оценки характеристик рентгеноконверсионных материалов

Алгоритм оценки характеристик рентгеноконверсионных материалов включает в себя следующие этапы:

- загрузка изображений для исследования;
- предварительная обработка (препроцессинг) загруженных изображений;
- получение графиков типовых показателей (MTF и DQE);
- обработка изображений мир пространственного разрешения;
- вывод всех данных на экран;
- облегчение задачи пользователя по анализу характеристик сканиторов путем автоматизации рутинных операций.

Методика автоматизированной оценки характеристик рентгеноконверсионных материалов

Корректировка чувствительности фотосенсора

Перед началом проведения исследований необходимо выполнить корректировку рентгеноконверсионной панели, состоящую из следующих шагов.

Шаг 1. Для каждого выбранного времени экспозиции получить усредненное по 10 кадрам изображение в условиях полного затемнения матрицы.

Шаг 2. Перед последующей предобработкой изображений вычитать полученный в п. 1 кадр из исходного изображения.

Шаг 3. В отсутствие экрана равномерно осветить матрицу белым светом в видимом диапазоне.

Шаг 4. Измерить минимальную экспозицию, соответствующую режиму насыщения не менее, чем 50 % пикселей.

Шаг 5. Получить усредненное по 10 кадрам изображение на уровне экспозиции 95 % от измеренной в п. 4.

Шаг 6. Найти пиксель с максимальной интенсивностью и разделить интенсивность в каж-

дом пикселе на интенсивность самого яркого пикселя.

Шаг 7. Полученную матрицу использовать для корректировки чувствительности сенсора.

Gain-калибровка

Gain-калибровка минимизирует эффекты, обусловленные нелинейностью отдельных ячеек рентгеноконверсионной панели на разных режимах и мешающие анализу влияния на характеристики изображения самих рентгеноконверсионных материалов.

Gain-калибровка проводится по группе снимков чистого поля, сделанных на различных режимах экспозиции, а также применение этой калибровки к снимкам фантомов и мир. Алгоритм gain-калибровки должен учитывать нелинейную зависимость чувствительности рентгеноконверсионной панели в целом от величины напряжения на рентгеновской трубке.

Корректировка дефектных пикселей

Алгоритм определения одиночных выбросов на снимках с равномерной засветкой предназначен для корректировки дефектных пикселей.

Выбросом или дефектным пикселем считается пиксель, интенсивность которого отличается от соседних пикселей более чем на 30 %.

Результатом работы алгоритма является массив дефектных пикселей. Особенностью разрабатываемого алгоритма является нечувствительность к отличиям в яркости, обусловленным рентгеновским шумом или шумом считывания. Количество пикселей, ошибочно относимых к дефектным не должно превышать 0,5 %, количество пикселей, ошибочно относимых к бездефектным не должно быть больше 0,01 %.

Предусматривается масштабирование полей вывода графиков для более внимательного изучения отдельных зон.

Все полученные в дальнейшем реальные изображения обрабатываются с учетом полученной карты дефектных пикселей.

Получение графиков типовых показателей

Алгоритм получения графиков типовых показателей MTF и DQE основан на методике по ГОСТ Р МЭК 62220-1-2 [2].

Расчет коэффициентов конверсионной функции производится аппроксимацией зависимости дозы от яркости снимка методом наименьших квадратов [5]:

$$\begin{cases} \hat{b} = \frac{Cov(x, y)}{Var(x)} = \frac{\overline{xy} - \bar{x}\bar{y}}{\overline{x^2} - \bar{x}^2} \\ \hat{a} = \bar{y} - b\bar{x} \end{cases} \quad (4)$$

где массив y – содержит величины доз, на которых были получены снимки; массив x – содержит значение средней яркости для соответствующих снимков; a и b – коэффициенты в формуле аппроксимации дозы от средней яркости.

Расчёт MTF использует описанную в ГОСТ Р МЭК 62220-1-2 [2] схему получения краевого профиля (функция ESF). Для поиска линии наклона острого края, необходимой для составления ESF, используется следующий алгоритм.

Шаг 1. Область, указанная оператором, поворачивается и отражается для приведения к стандартному виду: значение интенсивности на снимке убывает при движении сверху вниз, угол наклона линии прямой положительный относительно оси абсцисс.

Шаг 2. Развернутая область дифференцируется в каждом столбце (применяется свёртка с ядром $\{1, -1\}$).

Шаг 3. В каждом столбце находится максимальный по яркости пиксель, из полученных пикселей, рассматриваемых как двумерные точки, составляется массив.

$$W_{out}(u_n, v_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \times 256 \times 256} \sum_{m=1}^M \left| \left(\sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j) \right) \times \exp\left(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)\right) \right|^2, \quad (5)$$

где Δx и Δy – расстояние между центрами соседних пикселей; M – число областей интереса; I – яркости снимка после применения конверсионной функции; S – аппроксимационный многочлен.

DQE находится по следующей формуле:

$$DQE = MTF^2 \times Win / NPS. \quad (6)$$

Таким образом, представленный алгоритм может служить реальной основой для автоматизации процесса оценки характеристик рентгеноконверсионных материалов.

Заключение

Основные результаты работы можно сформулировать следующим образом.

1. Выделены основные количественные и качественные характеристики рентгеноконверсионных материалов, определяющие информативность и точность передачи изображения объекта контроля при проведении рентгеновских исследований

2. Разработана методика оценки характеристик рентгеноконверсионных материалов в лабораторных условиях.

3. Представленный алгоритм может служить основой для автоматизации процесса оценки характеристик рентгеноконверсионных материалов.

Шаг 4. Линия наклона острого края находится методом наименьших квадратов по найденному в п. 3 массиву.

При получении ESF с повышенной частотой дискретизации учитывается угол наклона острого края: перед усреднением серии профилей они сдвигаются для устранения сдвига, приводящего к размытию ESF.

После получения образцовой функции распределения линии (LSF) из ESF путём дифференцирования к LSF применяется быстрое преобразование Фурье (БПФ) [2, 3]. Усредняя результат БПФ по интервалам частот, составляется MTF.

Для расчёта спектра мощности шума на выходе (NPS) заданное пользователем изображение разбивается на квадраты 256×256 (области интереса), после чего в каждом квадрате строится аппроксимационный многочлен S второй степени от двух переменных, причем наилучший в смысле квадратичной ошибки. NPS вычисляется усреднением значений, получаемых из следующей формулы.

Работа выполнена при финансовой поддержке Минобрнауки России в рамках реализации постановления Правительства Российской Федерации от 9 апреля 2010 г. № 218 (договор № 02.G25.31.0143).

ЛИТЕРАТУРА

1. Блинов Н. Н. // Медицинская физика. 2004. № 2. С. 36.
2. ГОСТ Р МЭК 62220-1-2-2010 Изделия медицинские электрические. Характеристики устройств для получения цифровых рентгеновских изображений. Часть 1–2. Определение квантовой эффективности регистрации. Детекторы, используемые при маммографии.
3. Гребенников А. // Современная электроника. 2012. № 7. С. 62.
4. Капустин А. С. Методы цифровой обработки сигналов в радиотехнических системах [Электронный ресурс: электрон. учеб. пособие] – Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева, 2012.
5. Иванова Г. И., Пугачев А. А. Метод моделирования функции передачи модуляции матричных фотоприемных СБИС В сборнике трудов: Проблемы разработки перспективных микро- и нанoeлектронных систем. Под общ. ред. академика РАН А. Л. Стемпковского. Ч. 1. С. 65–70. – М: ИППМ РАН, 2014.
6. Шендрик Р. Ю. Введение в физику сцинтилляторов. Часть 1. – Иркутск, 2013.

Algorithm of evaluation of the X-ray conversion materials parameters

E. A. Tatarinova, V. V. Matyukhin, and D. G. Parinov

Moscow Institute of Physics and Technology
9 Institute al., Dolgoprudny, Moscow Region, 141701, Russia
E-mail: tatarinova.ea@mipt.ru; daniil.parinov@phystech.edu

Received July 31, 2017

Consideration is given to the main quantitative and qualitative characteristics that determine the self-descriptiveness and accuracy of the image transmission of the object of control during the X-ray studies. The special technique for estimating the image characteristics of the object under investigation in laboratory conditions has been developed. The presented algorithm can serve as a basis for automating the process of evaluating the characteristics of the X-ray conversion materials.

Keywords: scintillator, X-ray conversion materials, X-ray, detector.

REFERENCES

1. N. N. Blinov, *Medical Physics*, No. 2, 36 (2004).
2. GOST RF MEK 62220-1-2-2010. *Medical electrical products. Characteristics of devices for obtaining digital X-ray images. Part 1-2. Determination of the quantum efficiency of registration. Detectors used in mammography* [in Russian].
3. A. Grebennikov, *Sovremennaya Elektronika*, No. 7, 62 (2012).
4. A. S. Kapustin, *Methods of digital signal processing in radio engineering systems* (Samar. State. Aerospace. Univ. Samara, 2012) [in Russian].
5. G. I. Ivanova and A. A. Pugachev, in Book: *Problems of the development of advanced micro- and nanoelectronic systems*. Ed. by A. L. Stempkovsky. (IPPM RAS, Moscow, 2014). Part 1. P. 65.
6. R. Yu. Shendrik, *Introduction to the Physics of Scintillators. Part 1*. (Irkutsk, 2013) [in Russian].