

Модель для определения размера ячейки фотосчитывающего устройства

З.Г. Жгунев¹, Е.А. Татарина², А.Р. Дабагов³

¹ООО «Лаборатория Инноваций МТ», г. Москва, Россия

²Московский физико-технический институт, г. Долгопрудный, Россия

³АО «Медицинские технологии Лтд.», г. Москва, Россия

tatarinova.ea@mipt.ru

Единой концепции по выбору размера фотоячейки с точки зрения оптимизации диагностических характеристик рентгеновского детектора пока не существует. Уменьшение размера фотоячейки позволяет улучшить диагностические качества, в свою очередь, обеспечение достаточного уровня контрастности и различимости объектов требует увеличения освещенности, также зависящей от площади, что не всегда возможно из-за ограничений по дозовой нагрузке.

Предложена модель процесса преобразования рентгеновского излучения в изображение, учитывающая влияние размера фотоячейки на конечный результат преобразования. При оптимизации параметров фотоячейки учитывалось влияние всех элементов преобразовательного стека, в том числе толщина сцинтиллятора для соблюдения баланса между яркостью и контрастом, потери при прохождении изображения через защитный оптоволоконный массив для учета общего спектра шумов, коэффициент заполнения фотоячейки, который оказывает существенное влияние на размытие изображения. Модель представляет собой линейное вычисление частотно-контрастной характеристики и детектируемой квантовой эффективности при различных значениях размера фотоячейки, что позволяет определить оптимальный размер фотоячейки с точки зрения достижения определенных значений частотно-контрастной характеристики. Показано, что в соответствии с техническими требованиями проекта максимально допустимый размер фотоячейки 140 мкм, а его оптимальное значение от 60 до 70 мкм. При определении данного диапазона использованы полученные при моделировании зависимости для детектируемой квантовой эффективности.

Предложенная модель позволяет с высокой степенью достоверности задать ключевой параметр фотосчитывающего узла рентгеночувствительной панели – размер фотоячейки.

Ключевые слова: фоточувствительная ячейка; КМОП; квантовая эффективность; частотно-контрастная характеристика; детектируемая квантовая эффективность.

Для цитирования: Жгунев З.Г., Татарина Е.А., Дабагов А.Р. Модель для определения размера ячейки фотосчитывающего устройства // Изв. вузов. Электроника. – 2017. – Т. 22. – № 6. – С. 602–607. DOI: 10.214151/1561-5405-2017-22-6-602-607

Model for Determination of Optimum Size of a Photo Reading Device Cell

Z.G. Zhgunev¹, E.A. Tatarinova², A.R. Dabagov³

¹Limited Liability Company «Laboratory of Innovations MT»,
Moscow, Russia

²Moscow Institute of Physics and Technology,
Dolgoprudny, Russia

³Medical Technologies Ltd., Moscow, Russia

tatarinova.ea@mipt.ru

There is no single concept, in terms of optimizing the diagnostic characteristics of the X-ray detector, to select the photocell size. The reduction of the photocell size allows an improvement of the diagnostic quality, in its turn, providing a sufficient level of the contrast and the distinguishability of objects requires an increase of illumination, also depending on the area, which is not always possible due to the dose loading limitations.

The model of the process of converting the X-ray radiation into an image, taking into account the effect of the photocell size on the transformation result, has been proposed. During the optimization process the parameters of the photocell the influence of all converter stack elements was taken into account, including the thickness of the oscillator in order to balance the brightness and contrast, the losses in the passage of the image through the protective fiber optic plate to account for the overall noise spectrum, the filling factor of the photocell, which has a significant effect upon image blurring. The model, representing the linear calculation of the frequency-contrast characteristic and the quantum efficiency at different values of the photocell size, has been obtained. Such dependence makes it possible to determine the photocell optimum size from the point of view of achieving certain values of the frequency-contrast characteristic. It has been shown that in accordance with the technical requirements of the project the maximum permissible size of the photocell is 140 μm , and its optimum value lies in the range from 60 to 70 μm . In determining this range the dependences, obtained for the simulation of the detected quantum efficiency, also, have been used.

The proposed model permits with the high extent of reliability to specify the key parameter of the photo-reading unit of the X-ray-sensitive panel – the photocell size.

Keywords: photosensitive cell; CMOS; quantum efficiency; frequency-contrast characteristic; detectable quantum efficiency.

For citation: Zhgunev Z.G., Tatarinova E.A., Dabagov A.R. Model for determination of optimum size of a photo reading device cell // Proc. of Universities. Electronics. – 2017. – Vol. 22. – № 6. – P. 602–607. DOI: 10.214151/1561-5405-2017-22-6-602-607

На сегодняшний день известно много моделей взаимодействия, передающих взаимосвязь параметров ячейки с результирующими характеристиками детектора. В то же время нет единой концепции, позволяющей с точки зрения оптимизации диагностических характеристик решить вопрос выбора размера ячейки – в данном случае задается диапазон 40–90 мкм.

Для современного уровня техники неприменим полярный подход, т.е. нельзя сказать, что для улучшения диагностического качества необходимо безусловное уменьшение размера фотоячейки. Сдерживающим фактором является соотношение сигнал – шум, которое пропорционально корню квадратному из освещенности, в свою очередь зависящей от площади. Следовательно, для квадратной ячейки соотношение сигнал – шум пропорционально размеру фотоячейки при равной освещенности поля фотосчитывающего устройства (ФСУ). Отсюда следует, что для обеспечения достаточного уровня контрастности и различимости объектов при

малом размере фотоячейки необходимо увеличивать освещенность ФСУ со стороны сцинтиллятора. Подход не является однозначно приемлемым как минимум в силу ограничений по дозовой нагрузке на объекты исследования. Световой выход сцинтиллятора также не является линейно зависимым от увеличения получаемой дозы рентгеновского излучения.

Квантовая эффективность поглощения рентгеновского излучения сцинтиллятором согласно [1] определяется как

$$g_1 = \frac{\int_0^{E_{\max}} \Phi_0(E) T_0(E) E \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\mu(E)} \right) (1 - e^{-\mu(E)t}) dE}{\int_0^{E_{\max}} \Phi_0(E) E dE},$$

где $\Phi_0(E)$ – нормализованный спектр рентгеновского излучения; $T_0(E)$ – коэффициент пропускания защитного слоя сцинтиллятора; $\mu(E)$, $\mu_{en}(E)$ – коэффициент линейного и массового поглощения соответственно; t – толщина сцинтиллятора.

При этом процесс генерации фотонов в толще сцинтиллятора, выражаемый коэффициентом светового выхода, согласно [2] описывается следующей зависимостью:

$$g_2 = \frac{\int_0^{E_{\max}} \int_0^t \Phi_0(E) (e^{-\mu(E)(t-z)} \mu(E)) g_2(E, z) dz dE}{\int_0^{E_{\max}} \Phi_0(E) T_0(E) (1 - e^{-\mu(E)t}) dE}.$$

Из приведенной формулы видно, что основной способ повышения эффективности поглощения рентгеновского кванта – увеличение толщины сцинтиллятора. В то же время эта мера увеличивает его собственное поглощение сгенерированного света и в значительной мере – рассеяние рожденных фотонов, что влияет на частотно-контрастную характеристику (ЧКХ) [3]:

$$T_3(u, v) = (1 + H_3(u^2 + v^2))^{-1},$$

где u , v – соответственно пространственная частота по горизонтали и вертикали; $H_3 \approx 0,29$.

Таким образом, для сцинтилляторов, работающих совместно с матричными ФСУ, существует диапазон оптимальных толщин, в пределах которых достигается баланс между яркостью и контрастом, являющийся ограничением и для уменьшения размера пиксела.

Для корректного и полного изучения влияния размера фотоячейки на объективные параметры панели необходимо учесть все элементы преобразовательного стека, в том числе влияние защитной оптоволоконной плиты (ВОП), прохождение фотонов через которую описано в [4]:

$$g_4 = (NA)^2 T_F (1 - L_R) F_C,$$

где NA – числовая апертура ВОП; T_F – коэффициент пропускания волокон ВОП; L_R – коэффициент, задающий потери из-за френелевского отражения; F_C – коэффициент заполнения для волокон ВОП.

Размытие изображения при его прохождении через ВОП аппроксимируется формулой [5]

$$T_5(u, v) = (1 + H_5(u^2 + v^2))^{-1}, \text{ где } H_5 \approx 0,06.$$

С поправкой на размытие ВОП общий спектр шума к моменту прихода фотонов к поверхности кремния может быть записан как

$$S_5(u, v) = q_0 g_1 g_2 g_4 (1 + g_4 (g_2 + \varepsilon_{g_2}) T_3^2(u, v)).$$

С учетом процессов поглощения фотонов в кремнии спектр шума записывается как

$$S_6(u, v) = S_5(u, v)g_6^2 + q_0g_1g_2g_4g_6(1 - g_6),$$

где g_6 – квантовая эффективность фотодиода.

Важным фактором, влияющим на размытие изображения, является коэффициент заполнения фотоячейки. Увеличение этого показателя положительно влияет на чувствительность ФСУ. Согласно [3] зависимость ЧКХ от коэффициента заполнения фотоячейки задается множителем

$$T_7(u, v) = \left| \text{sinc}(\pi a_{pd}u) \text{sinc}(\pi a_{pd}v) \right|,$$

где a_{pd} – сторона активной области фотоячейки.

Спектр шума с учетом T_7 описывается при этом как

$$S_7(u, v) = a_{pd}^4 S_6(u, v) T_7(u, v).$$

Часть спектра, превосходящая частоту Найквиста ($1/(2 \cdot a_{pix})$), где a_{pix} – размер фотоячейки), приводит к искажениям сигнала при его восстановлении. Влияние этого явления на спектр шума согласно [6] определяется формулой

$$S_8(u, v) = \sum_{m, n=-\infty}^{\infty} S_7\left(u - \frac{m}{a_{pix}}, v - \frac{n}{a_{pix}}\right).$$

Итоговый спектр шума может быть записан как

$$NPS(u, v) = \left(S_8(u, v) + a_{pix}^2 \sigma_R^2 \right) g_{9,N}^2 + \left(a_{pd}^4 q_0 g_1 g_2 g_4 g_6 \right) \sigma_{g_{9,N}}^2,$$

где $g_{9,N}$ – коэффициент усиления шума; $\sigma_{g_{9,N}}^2$ – стандартное отклонение для $g_{9,N}$.

Значение сигнала после прохождения всех слоев в стекле задается формулой

$$d(DN) = a_{pd}^2 q_0 g_1 g_2 g_4 g_6 g_{9,S},$$

где $g_{9,S}$ – коэффициент усиления для сигнала. Откуда итоговые зависимости для ЧКХ и детектируемой квантовой эффективности (ДКЭ) задаются следующим образом:

$$MTF(u, v) = T_3(u, v) T_5(u, v) T_7(u, v),$$

$$DQE(u) = \frac{MTF(u)}{q_0 NNPS(u)},$$

где $NNPS(u, v) = \frac{NPS(u, v)}{d(DN)^2}.$

В результате моделирования в соответствии с последними формулами получены зависимости для ЧКХ (рис.1) и ДКЭ (рис.2) при различных значениях размера фотоячейки.

Начальные условия, заданные при моделировании: квантовая эффективность фотодиода – 45%; коэффициент заполнения фотоячейки – 80%.

Значение ЧКХ на срезе 3,5 пар линий на миллиметр (пл/мм) 10%, что обеспечивается и при размере фотоячейки 90 мкм, но с учетом запаса по ЧКХ необходимо иметь размер не более 70 мкм. Из графиков ДКЭ (см. рис.2) видно, что на срезе 3,5 пл/мм при размерах фотоячейки менее 60 мкм наблюдается существенный провал детектирующей способности, обусловленный ухудшением спектра шума. При этом ДКЭ для значений размера фотоячейки от 60 до 90 мкм отличается незначительно. Таким образом, нижняя граница диапазона оптимальных размеров фотоячейки составляет 60 мкм. По результатам моделирования можно сделать вывод, что в случае, когда размер фотоячейки заведомо меньше верхнего предела (140 мкм), обусловленного достижением заданной разрешающей способности 3,5 пл/мм, то оптимальное его значение находится в диапазоне 60–70 мкм.

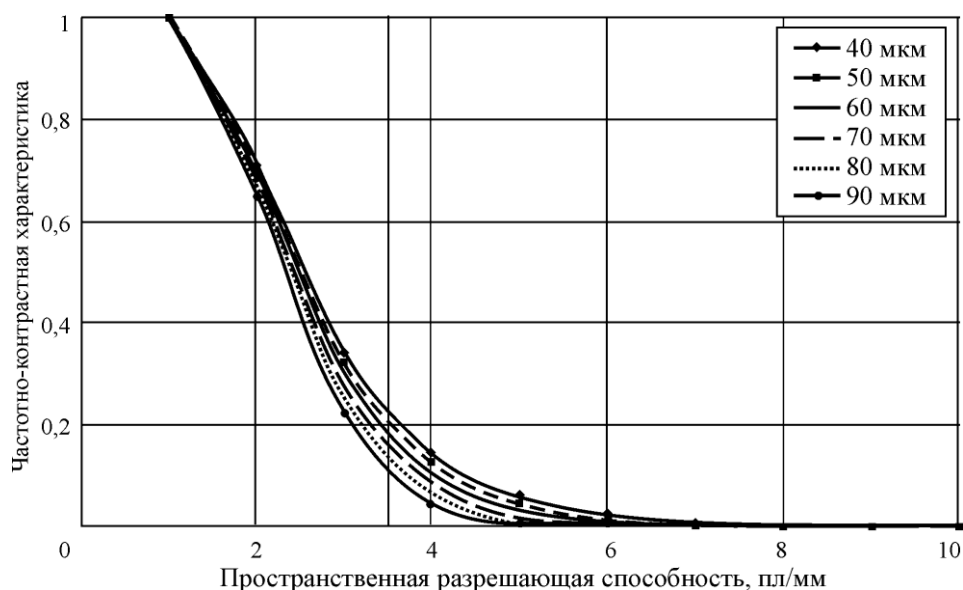


Рис. 1. ЧКХ в зависимости от размера фотоячейки

Fig. 1. Frequency-contrast characteristic depending on the size of the photocell

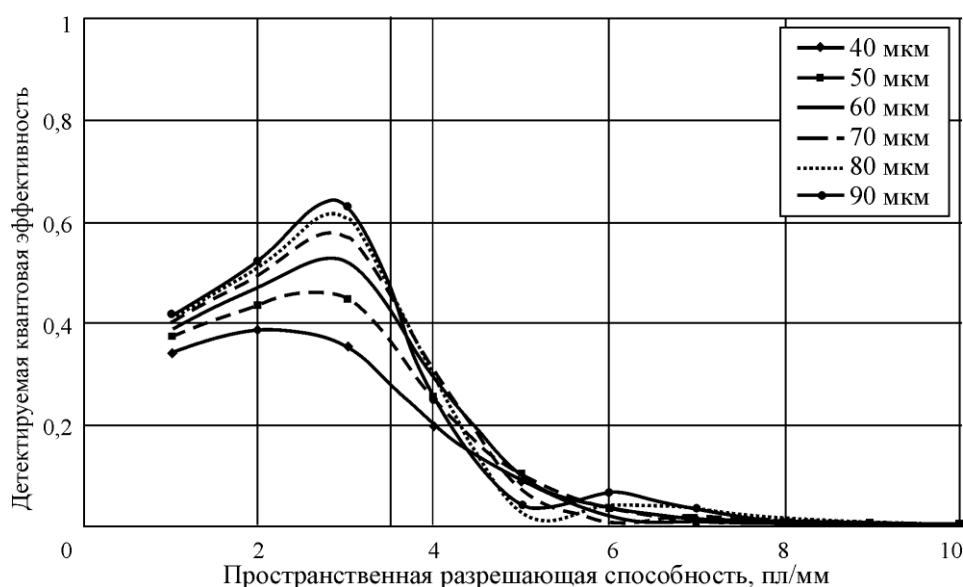


Рис. 2. ДКЭ в зависимости от размера фотоячейки

Fig. 2. Detectable quantum efficiency depending on the size of the photocell

Предложенная модель процесса преобразования рентгеновского излучения в изображение учитывает влияние размера фотоячейки на конечный результат преобразования, что позволяет определить оптимальный размер фотоячейки с точки зрения достижения определенных значений ЧКХ.

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. 50 μm pixel pitch wafer-scale CMOS active pixel sensor x-ray detector for digital breast tomosynthesis / C. Zhao, A.C. Konstantinidis, Y. Zheng et al. // Physics in Medicine and Biology. – 2015. – Vol. 60. – No. 23. – P. 8977–9001.

2. **Vedantham S., Karellas A., Suryanarayanan S.** Solid-state fluoroscopic imager for high-resolution angiography: Parallel-cascaded linear system analysis // *Med. Phys.* – 2004. – Vol. 31. – P. 1258–1268.
3. Empirical and theoretical investigation of the noise performance of indirect detection, active pixel flat-panel imagers (AMFPIs) for diagnostic radiology / **J.H. Siewerdsen, L.E. Antonuk, Y. El-Mohri et al.** // *Med. Phys.* – 1997. – Vol. 24. – P. 71–89.
4. **Hejazi S., Trauernicht D.P.** System considerations in CCD-based x-ray imaging for digital chest radiography and digital mammography // *Med. Phys.* – 1997. – Vol. 24. – P. 287–297.
5. **Jain A., Bednarek D.R., Ionita C., Rudin S.** A theoretical and experimental evaluation of the microangiographic fluoroscope: a high-resolution region-of-interest x-ray imager // *Med. Phys.* – 2011. – Vol. 38. – P. 4112–4126.
6. **Tward D.J., Siewerdsen J.H.** Cascaded system analysis of the 3D noise transfer characteristics of flat-panel cone-beam CT // *Med. Phys.* – 2008. – Vol. 35. – P. 5510–5529.

Поступило 20.07.2017 г.; принято к публикации 12.09.2017 г.

Жгунев Заур Геннадиевич – программист-разработчик ООО «Лаборатория Инноваций МТ» (Россия, 105118, г. Москва, Измайловское шоссе, д. 6).

Татаринова Елена Александровна – кандидат технических наук, научный сотрудник лаборатории рентгеновских регистрирующих систем Московского физико-технического института (Россия, 141701, Московская область, г. Долгопрудный, Институтский пер., 9), tatarinova.ea@mipt.ru

Дабазов Анатолий Рудольфович – кандидат технических наук, президент АО «Медицинские технологии Лтд.» (Россия, 105318, г. Москва, ул. Ибрагимова, д.31), dar@mtl.ru

References

1. Zhao C., Konstantinidis A.C., Zheng Y., Anaxagoras T., Speller R.D., Kanicki J. 50 μm pixel pitch wafer-scale CMOS active pixel sensor x-ray detector for digital breast tomosynthesis. *Physics in Medicine and Biology*, 2015, vol. 60, no. 23, pp. 8977–9001.
2. Vedantham S., Karellas A., Suryanarayanan S. Solid-state fluoroscopic imager for high-resolution angiography: Parallel-cascaded linear system analysis. *Med. Phys.*, 2004, vol. 31, pp. 1258–1268.
3. Siewerdsen J.H., Antonuk L.E., El-Mohri Y., Yorkston J., Huang W., Boudry J.M., Cunningham I.A. Empirical and theoretical investigation of the noise performance of indirect detection, active pixel flat-panel imagers (AMFPIs) for diagnostic radiology. *Med. Phys.*, 1997, vol. 24, pp. 71–89.
4. Hejazi S., Trauernicht D.P. System considerations in CCD-based x-ray imaging for digital chest radiography and digital mammography. *Med. Phys.*, 1997, vol. 24, pp. 287–297.
5. Jain A., Bednarek D.R., Ionita C., Rudin S. A theoretical and experimental evaluation of the microangiographic fluoroscope: a high-resolution region-of-interest x-ray imager. *Med. Phys.*, 2011, vol. 38, pp. 4112–4126.
6. Tward D.J., Siewerdsen J.H. Cascaded system analysis of the 3D noise transfer characteristics of flat-panel cone-beam CT. *Med. Phys.*, 2008, vol. 35, pp. 5510–5529.

Submitted 20.07.2017; accepted 12.09.2017.

Zhgunev Zaur G. – programmer-developer, LTD LIMT (Russia, 105118, Moscow, Izmailovskoye sh., 6)

Tatarinova Elena A. – Cand. Sci. (Eng.), scientific researcher of the Laboratory of X-ray recording systems, Moscow Institute of Physics and Technology (Russia, 141701, Moscow Region, Dolgoprudny, Institutskiy per., 9), tatarinova.ea@mipt.ru

Dabagov Anatoly R. – Cand. Sci. (Eng.), President of Medical Technologies Ltd (Russia, 105318, Moscow, Ibragimova st., 31), dar@mtl.ru