

ЭЛЕМЕНТЫ ИНТЕГРАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ INTEGRATED ELECTRONICS ELEMENTS

УДК: 621.386.832

DOI: 10.24151/1561-5405-2018-23-6-573-585

Разработка фоточувствительной ячейки матричного фотосенсора для детектора рентгеновского изображения

Д.А. Супонников¹, А.Н. Путилин², Е.А. Татарина¹,
З.Г. Жгунев³, А.Р. Дабагов⁴

¹Московский физико-технический институт (технический университет), г. Долгопрудный, Россия

²Физический институт им.П.Н. Лебедева Российской академии наук, г. Москва, Россия

³ООО «Лаборатория Инноваций МТ», г. Москва, Россия

⁴АО «Медицинские Технологии Лтд.»,
г. Москва, Россия

tatarinova.ea@mipt.ru

В настоящее время матричные фотосчитывающие устройства (фотосенсоры) являются основным элементом регистрации изображения в медицинских цифровых рентгеновских системах. Поскольку стоимость ошибки в задачах медицинской диагностики очень высока, требования к фотосенсору предъявляются максимально строгие. В работе рассмотрена последовательность процедур разработки матричного фотосенсора, целевой областью применения которого являются биомедицинские рентгеновские исследования с необходимостью уверенно различать низкоконтрастные детали размером до 80–100 мкм. Одна из целей разработки – совмещение отличающихся параметров, характерных для различных задач, где требуется или высокая частота кадров при пониженной разрядности, или широкий динамический диапазон в режиме медленного считывания изображения. Наиболее важными параметрами фотосенсора являются коэффициент заполнения оптического пиксела (фоточувствительной ячейки) и квантовая эффективность. Предложены схема и топология пиксела, а также разработано решение по объединению четырех соседних фотоячеек в отдельную функциональную группу, представляющую собой суперпиксел с большими совокупными площадью и потенциальной ямой. Проведенные расчеты и моделирование позволяют выработать конкретные рекомендации и требования к фотосчитывающему устройству для разрабатываемой рентгеночувствительной панели, определить диапазоны частоты кадров и битовых скоростей на линиях передачи.

Ключевые слова: фоточувствительная ячейка; пиксел; КМОП; квантовая эффективность; коэффициент заполнения; частотно-контрастная характеристика

Благодарности: 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).

Для цитирования: Разработка фоточувствительной ячейки матричного фотосенсора для детектора рентгеновского изображения / Д.А.Супонников, А.Н.Путилин, Е.А. Татарина и др. // Изв. вузов. Электроника. – 2018. – Т. 23. – № 6. – С. 573–585. DOI: 10.24151/1561-5405-2018-23-6-573-585

Development of a Pixel of Area Image Sensor in X-ray Detector

D.A. Suponnikov¹, A.N. Putilin², E.A. Tatarinova¹,
Z.G. Zhgunev³, A.R. Dabagov⁴

¹Moscow Physical-Technical Institute (Technical University), Moscow, Russia

²Lebedev Physical Institute Russian of the Academy of Sciences, Moscow, Russia

³JSC «Innovations Laboratory», Moscow, Russia

⁴JSC «Medical Technologies», Moscow, Russia

tatarinova.ea@mipt.ru

Abstract: Currently, the matrix photo-sensing devices (photosensors) are the main element of the medical digital X-ray imagers (commonly called detectors). Since the cost of a medical diagnostic mistake is very high, the requirements for a photosensor are as stringent as possible. The most important parameters are the pixel fill factor and the quantum efficiency. In the paper some of the steps taken by the authors during designing a matrix photosensor, the target area of which are biomedical X-ray studies, have been discussed. One of the goals of the mentioned design – combining different parameters, characteristic for different tasks, where either high frame rate with a reduced bit depth, or a wide dynamic range in the slow image reading mode is required. The pixel scheme and topology and also, the solution of merging four neighboring photocells into a separate functional group, which is a «super-pixel» with a large sensitive area and a potential well have been proposed. The performed calculations and modeling permit to develop the specific recommendations and requirements to a photo reading device for X-ray- sensitive panel, to determine the ranges of the frame frequency and bit rates on the transmission lines.

Keywords: photosensitive cell; pixel; CMOS; quantum efficiency; fill factor; MTF

Acknowledgements: the work has been financial supported by the Ministry of Education and Science of Russia, in order to uphold the Resolution of the Government of Russian Federation of April 9, 2010 No. 218 (contract No. 02.G25.31.0143).

For citation: Suponnikov D.A., Putilin A.N., Tatarinova E.A., Zhgunev Z.G., Dabagov A.R. Development of a pixel of area image sensor in X-ray detector. *Proc. Univ. Electronics*, 2018, vol. 23, no. 6, pp. 573–585. DOI: 10.24151/1561-5405-2018-23-6-573-585

Введение. Стоимость разработки фотосенсора, как правило, очень высока и колеблется в диапазоне от нескольких десятков тысяч до миллионов долларов. Ввиду этого производители стремятся наделить проектируемые приборы универсальными характеристиками для возможного использования в ряде различных применений. Так, для задач маммографии потребуется сенсор с малым размером пиксела и большой глубиной потенциальной ямы (емкостью фотодиода), где скорость кадров не является принципиально ограничивающим фактором. В случае ангиографии нужно иметь высокую скорость считывания изображения и малую емкость фотодиода для оптимального согласования накапливаемого заряда и диапазона входных уровней АЦП. Параллельно выбирается техпроцесс, оптимально подходящий под выбранную архитектуру фото-ячейки и схемы управления, которые также размещаются на кристалле (регистры контроля, указатели строк, АЦП, буферы и преобразователи выходных данных). Например, уменьшение числа слоев металлизации напрямую влияет на стоимость заказа прибора. Фоточувствительная ячейка, реализованная по КМОП-технологии, включает в себя чередующиеся слои диэлектриков (прозрачных) и металлов (непрозрачных). Этими слоями образован тоннель от входного окна фоточувствительной ячейки на поверхности фотоприемника до фотодиода, расположенного на самом дне стека топологических структур. Пространство тоннеля заполнено диэлектрическими слоями пассивации (Si_3N_4) и множественными диэлектрическими слоями изоляции (SiO_2), которые отделяют слои металлов, используемые для внутривидеосъемных межсоединений.

Одно из условий формирования высококачественного изображения – чувствительность сенсора. Важным показателем чувствительности фотосенсора является уровень внутренней и внешней квантовой эффективности его пиксела – фоточувствительной ячейки (ФЧЯ) [1–8]. Квантовая эффективность определяет долю фотонов падающего потока, которая вносит реальный вклад в формирование фототока в фотоячейке. Ввиду сложности определения данной зависимости от типов материалов и топологии структур фотоячейки, чаще всего внешнюю и внутреннюю квантовую эффективность оценивают экспериментальным путем. Так, например, первый выпускаемый прототип фотосенсора часто комплектуется тестовыми строками, содержащими десятки различных топологий пиксела.

Разработка и изготовление детекторного модуля определяются рядом последовательных процедур. Сначала на основе аналитических оценок и экспериментальных исследований тестовых слоев и приборных структур выбираются базовые материалы, архитектура структур, конструкция детекторного модуля, отрабатываются базовые технологические процессы и технологические маршруты. Далее изготавливается макет прибора и выполняется его экспериментальное тестирование с проверкой альтернативных конструктивных решений некоторых базовых узлов. Затем приступают к написанию математической модели и выполнению этапа численного моделирования с целью оптимизации архитектуры и конструкции устройств под конкретную приборную задачу. Среди различных подходов к решению подобных задач можно выделить аналитический подход, развитый авторами в работе [1], и компьютерное моделирование, основанное на программах типа GEANT4 и использующее методы Монте-Карло [3].

Цель настоящей работы – разработка фоточувствительной ячейки для матричного сенсора детектора рентгеновских изображений с использованием базового подхода, развитого в работе [1]. Особое внимание уделяется задаче достаточной радиационной стойкости пиксела, в связи с чем рассматриваются известные подходы и ограничения [9]. Ставилась задача разработки фотоячейки, критический максимальный размер которой не превышает 140 мкм. При этом перспективным считается диапазон размеров от

40 до 90 мкм. Область применения фотоячейки – маммография, где необходимо различать низкоконтрастные детали размером до 80–100 мкм. Проектируемый пиксел предназначен для использования в большеформатном матричном фотосенсоре по типу описанного в [10].

Описание подхода к процессу разработки структуры ФЧЯ. Процесс падения и распространения света в фоточувствительной ячейке в базисе фазового пространства подробно описан в работе [1]. Данная теоретическая модель учитывалась в процессе разработки структуры ФЧЯ.

Расчет *оптической эффективности* $\eta_{optical}$ ФЧЯ, являющейся элементом матрицы сенсора изображения, состоит из двух частей. Сначала вычисляется геометрическая эффективность η_{geom} с помощью модового представления. Далее необходимо учесть потери в среде распространения, представляющей собой диэлектрический тоннель в слоях оксида кремния, который луч преодолевает по пути от поверхности ФЧЯ до фотодиода. Потери при передаче, происходящие в диэлектрическом тоннеле, учитываются путем расчета эффективности передачи η_{trans} с использованием матрицы рассеяния [1]. Затем геометрическая эффективность и эффективность передачи (пропускания) объединяются, и на выходе имеем оптическую эффективность фотоячейки.

Геометрическая эффективность η_{geom} включает в себя геометрические эффекты, связанные с конечным размером апертуры, и эффекты, связанные со «слоистостью» коэффициентов преломления диэлектрических сред (с разными коэффициентами преломления и толщинами) в диэлектрическом тоннеле ячейки. Геометрическая эффективность рассчитывается по формуле [1]

$$\eta_{geom} = \frac{G_{diode}}{G_{aperture}},$$

где G_{diode} – количество фотонов, поглощенных фотодиодом ФЧЯ; $G_{aperture}$ – число фотонов, падающих на входную площадь ФЧЯ.

Полагая, что пиксел расположен в плоскости изображения объектива, «относительное отверстие» фотоячейки будет задано как $w/2$ (здесь w – шаг матрицы пикселей сенсора). Считаем, что фотодиод лежит на глубине d от «входного окна». Также предполагаем, что фотодиод соосен входному окну ФЧЯ и что их размеры равны. Геометрическая эффективность ФЧЯ с фотодиодом, залегающим в глубине структуры пиксела, заведомо меньше единицы, а эффективность поверхности фотоячейки с таким же размером входного окна равна единице по определению.

Несмотря на то, что диэлектрические слои прозрачны, они оказывают большое влияние на вероятность того, что фотон достигнет фотодиода. Поэтому необходимо отдельно рассчитать *эффективность передачи* света в ФЧЯ путем моделирования стека диэлектрического тоннеля.

Для детального анализа особенностей распространения света в рассматриваемой слоистой структуре диэлектрического тоннеля используется метод матриц рассеяния. Для простоты вычисления матрицы рассеяния сделаны следующие допущения: каждый слой имеет постоянный показатель преломления; свет не рассеивается и не поглощается на дефектах в пределах слоя и его границ; диэлектрические слои есть бесконечные плоскости, а это значит, что не учитываются отражения на краях; зависимости показателей преломления от длины волны игнорируются. Матрица рассеяния связывает интенсивность плоской волны, падающей на пиксел в пределах его апертуры, с интенсивностью соответствующей плоской волны, падающей на фотодиод внутри ФЧЯ.

Зависимость коэффициента пропускания от угла падения плоской волны приведена на рис.1. Кривая показывает среднее значение для всех видимых длин волн. Видно, что для широкого диапазона углов ($\pm 25^\circ$ от нормали) эффективность передачи близка к постоянному значению – около 0,7. Небольшие колебания в области максимального пропускания, возможно, являются следствием интерференционных явлений в поверхностном слое ячейки [11, 12].

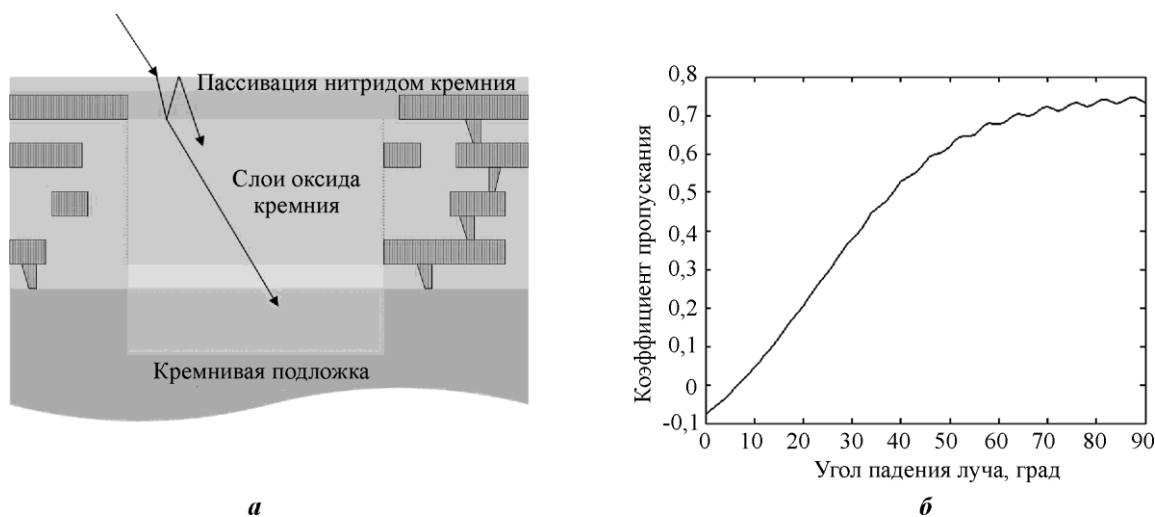


Рис. 1. Траектория движения фотонов в структуре фотоячейки (а) и зависимость комбинированной прозрачности пиксела от угла падения луча на фотоячейку (б)
 Fig.1. A photon track inside the photosensor's pixel (a) and dependence of the pixel transparency on the angle of beam incidence angle (b)

Как уже указывалось, для вычисления оптической эффективности ФЧЯ нужно определить и геометрическую эффективность пиксела, и коэффициент передачи. Так как эффективность передачи является постоянной для большей части диапазона углов вероятного облучения пиксела, оптическая эффективность ФЧЯ есть произведение геометрической эффективности и коэффициента передачи внутри тоннеля.

Отношение сигнал/шум для единичной фотоячейки с учетом эффектов в сцинтилляторах. Источники шума КМОП-сенсоров хорошо изучены, и их поведение точно согласуется с разработанными математическими моделями [13]. Естественно допустить, что между количеством образовавшихся в пикселе электронно-дырочных пар и общим количеством фотонов, принятых сенсорным слоем, существует следующая связь:

$$M = N_0 \mu, \quad (1)$$

где M – число фотонов, образовавших в пикселе электронно-дырочные пары; N_0 – общее количество фотонов, принятых сенсорным слоем; μ – вероятность успешного поглощения фотона.

Любой рентгеночувствительный люминофор имеет определенный уровень «усиления» [14, 15]. Количество «видимых» фотонов, рождающихся в результате взаимодействия γ -кванта с веществом, определяется энергетическим соотношением квантов

$$g_1 = k \frac{hf_r}{hf_v},$$

где k – энергия образования электронно-дырочной пары (функция выбранного вещества сенсорного слоя, например для Si она составляет ~ 4 эВ); h – постоянная Планка;

f_r f_v – частоты рентгеновского активирующего и видимого (продуцированного люминофором) излучений. Для ряда синтезируемых люминофоров $k = 5 \dots 10$ %.

Таким образом, реальный «коэффициент усиления» типичного рентгеночувствительного люминофора лежит в пределах от 100 до 1000 единиц:

$$g_1 = k \frac{hf_r}{hf_v} \approx 0,05 \frac{\lambda_v}{\lambda_r} \approx 0,05 \frac{600}{0,4},$$

где 600 нм и 0,4 нм – длины волн видимого излучения люминофора и рентгеновского излучения (при $E \approx 1$ кэВ).

Отношение сигнал/шум (SNR) светового потока, продуцированного люминофором, вычисляется согласно выражению

$$\text{SNR}_{out} = \frac{E_{out}}{\delta_{out}}.$$

Здесь $E_{out} = g_1 M$ – световой поток; δ_{out} – флуктуации (шум) светового потока [15]:

$$\delta_{out} = \bar{M} (g_1^2 + g_1).$$

В результате имеем

$$\text{SNR}_{out} = \frac{g_1 \bar{M}}{\sqrt{M g_1^2 (1 + 1/g_1)}} = \frac{\sqrt{\bar{M}}}{\sqrt{1 + 1/g_1}}.$$

Отсюда следует, что для достаточно больших значений g_1 (что имеет место на практике) отношение сигнал/шум сигнала люминофора определяется в основном статистическими характеристиками входного рентгеновского излучения. Отметим, что при значительном изменении усиления люминофора отношение сигнал/шум существенно не меняется (рис.2), т.е. при уменьшении площади фотодетектора в два раза отношение сигнал/шум уменьшается в $\sqrt{2}$ раз. Уровень отношения сигнал/шум практически линейно зависит от размера пиксела, если не учитывать коэффициент его заполнения.

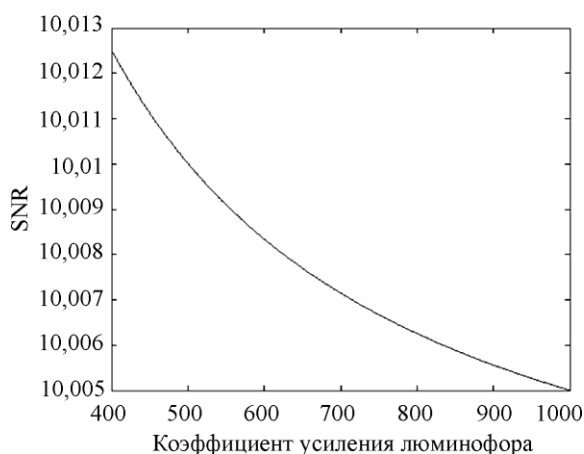


Рис.2. Зависимость отношения сигнал/шум (при $M = 100$) от коэффициента усиления люминофора
Fig.2. Dependence of the SNR (at $M = 100$) on the gain of the phosphor layer

При использовании 180- и 350-нм технологических процессов размер ФЧЯ можно уменьшить. Однако при уменьшении стороны ФЧЯ растут относительные площади активных структур – схем питания, сброса, выбора ячейки и т.п. Таким образом, при данных нормах и использовании трехтранзисторной схемы можно добиться высокого коэффициента заполнения (более 80 %) при стороне ФЧЯ больше 60 мкм [16]. Дальнейшее уменьшение коэффициента заполнения фото-ячейки для достижения высокого пространственного разрешения матрицы приводит к негативным явлениям. Например, при уменьшении размера ячейки с 68×68 мкм до 50×50 мкм потеря в аб-

солютной площади составляет 1,85 раза. При этом коэффициент заполнения пиксела размером 68 мкм равен 85 %, а для пиксела размером 50 мкм он снижается до 78 %. В совокупности активная площадь пиксела уменьшается в два раза, а соотношение сигнал/шум ухудшается в 1,4 раза.

Схемное решение фоточувствительной ячейки и его исследование. Как показано в [2], наилучших показателей линейности и отношения сигнал/шум в структуре трехтранзисторной активной ячейки можно достигнуть, используя истоковый повторитель на p -МОП-транзисторе вместо более простого в реализации на n -МОП-транзисторе. Такое усложнение не отражается ни на стоимости техпроцесса, ни на количестве фотомасок для производства. В любом случае прибор должен изготавливаться по КМОП-технологии, где реализация комплементарных пар и одиночных n -МОП- и p -МОП-транзисторов – стандартный процесс. Таким образом, возможно использование всех структур применяемой технологии.

Реализация проектируемой фотоячейки начинается с разработки электрической схемы и оптимизации ее параметров для получения лучших результатов в соответствии с техническими требованиями [6]. На этом этапе возможно использование широкого выбора инструментов моделирования электронных схем. Для построения электрической схемы и дальнейших этапов генерации топологии и моделирования использовались программные продукты компании Silvaco, обеспечивающие полную интеграцию между стадиями проектирования. Электрическая схема фотоячейки для моделирования представлена на рис.3. С учетом существующих исследований [2, 16] рассматривались различные варианты оптимального построения схемы с использованием p -МОП- и n -МОП-транзисторов. Предлагаемая модель в процессе симуляции позволила выявить ряд параметров, в том числе оптимальное напряжение питания усилителя ячейки.

Один из важных этапов проектирования фоточувствительной ячейки – подбор параметров используемых компонентов и согласование отдельных узлов. Так, выход усилителя ФЧЯ должен быть согласован с входной емкостью АЦП, а сам АЦП должен обеспечивать конвертирование полного диапазона входного сигнала без ограничений.

Проведен полный SPICE-анализ схемы фотоячейки: DC, Transient, вариации температуры и параметров питания и сигналов управления. Результаты представлены на рис.4 и 5. Для моделирования использовалась SPICE-модель, соответствующая схеме на рис.3. Субмодели компонентов взяты из PDK XS018 целевой фабрики, выбранной для изготовления сенсора. Для систематизации результатов основные подходы к моделированию взяты из работы [17].

На рис.4 показана зависимость выходного сигнала фотоячейки (пиксела) от времени при различных напряжениях питания V_1 выходного усилителя. Параметр V_1 изменяется в диапазоне 2,5–3,5 В. Кривая 9 соответствует напряжению питания истокового повторителя $V_1 = 3,5$ В. Для расчета согласования нагрузки истокового повторителя проведена параметрическая симуляция процесса передачи импульса, соответствующего уровню заряда, накопленного фотодиодом. На рис.5 представлены результаты моделирования распространения сигнала на длинной линии на кристалле сенсора (масштаб кремниевой пластины 12–14 см). По результатам расчетов получен оптимальный уровень напряжения питания усилителя $V_1 = 3,5$ В, что при входной емкости схемы выборки-хранения, равной 2 пФ, позволяет передавать сигнал на выход с минимальными искажениями.

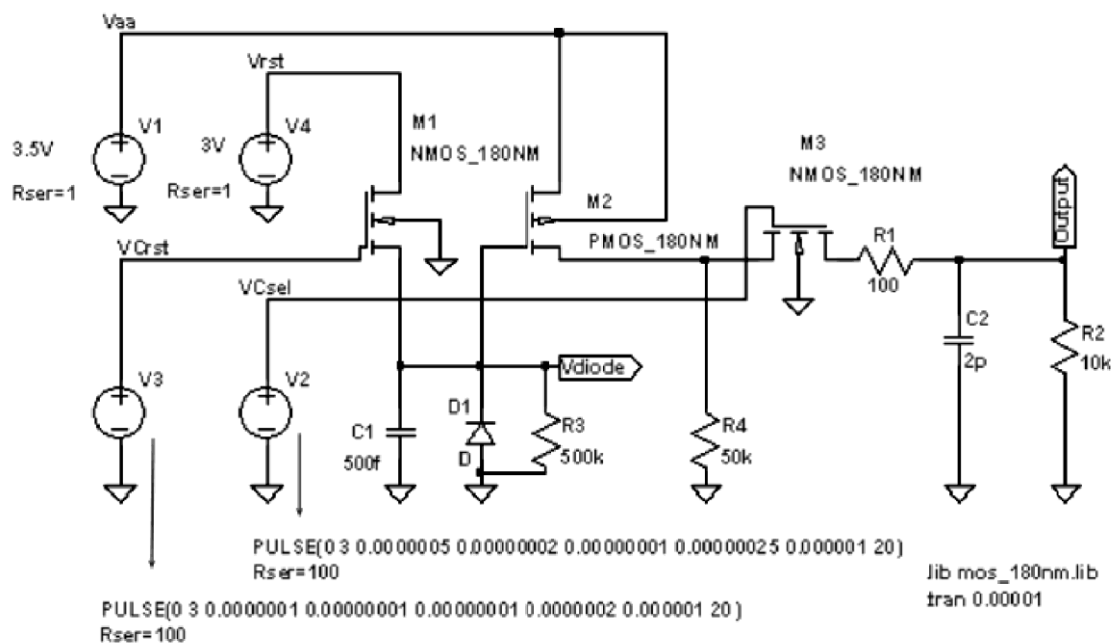


Рис.3. Электрическая схема фотоячейки: V1 – источник питания фотоячейки; V2 – сигнал управления, выбор строки; V3 – сигнал управления, сброс фотодиода; V4 – напряжение сброса фотодиода; M1 – *n*-МОП-транзистор, ключ сброса фотодиода (180 нм); M2 – *p*-МОП-транзистор, истоковый повторитель (180 нм); M3 – *n*-МОП-транзистор, ключ выбора ячейки (180 нм); D1 – *pin*-фотодиод (180 нм); C1 – емкость накопления заряда; C2 – емкость линии передачи и входная емкость; R1 – сопротивление линии передачи сигнала; R2 – сопротивление нагрузки (на стороне АЦП); R3 – резистор утечки для имитации фототока

Fig.3. Schematic diagram of the pixel: V1 – pixel's power source; V2 – row selection signal; V4 – photodiode reset voltage; V3 – photodiode reset signal; M1 – *n*-MOS transistor, photodiode reset switch (180 nm process); M2 – *p*-MOS transistor, source follower (180 nm process); M3 – *n*-MOS transistor, pixel selection switch (180 nm process); D1 – PiN photodiode (180 nm process); C1 – charge accumulation capacitor; C2 – a parasitic capacitance of the transmission line and sample-and-hold circuit; R1 – resistance of the signal transmission line; R2 – load resistance at the ADC side; R3 – leakage resistor to simulate a photocurrent



Рис.4. Параметрическое моделирование цепи питания истокового повторителя M2 для определения необходимого напряжения питания (кривые 1–9). Кривая 9 соответствует оптимальному уровню напряжения

Fig.4. Parametric simulation of the of the M2 source follower with dependence on its power supply, to determine the required supply voltage (curves 1–9). Curve 9 corresponds to the optimal voltage level

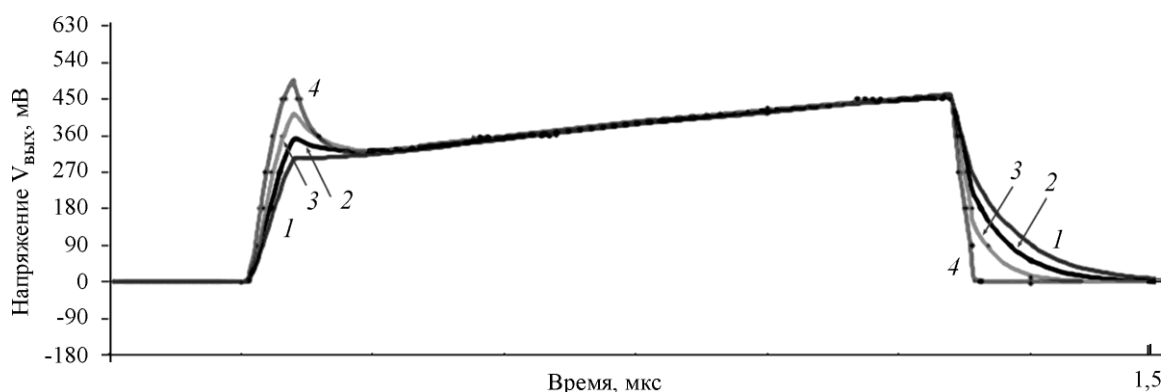


Рис.5. Оптимизация сопротивления нагрузки от 5 до 20 кОм с шагом 5 кОм на стороне двойной корреляционной выборки (ДКВ) и АЦП (кривые 1–4). Кривая 2 соответствует $R_2 = 10$ кОм
 Fig.5. Optimization of the load resistance on the ADC side. The variation of R_2 is run between 5 k Ω and 20 k Ω with steps of 5 k Ω (curves 1–4). The selected resistance is 10 k Ω corresponds to the curve 2

Топология разработанной фотоячейки. На рис.6 показана предложенная авторами упрощенная схема объединения фотоячеек в группы, образующие суперпиксел, т.е. более крупную фотоячейку с учетверенной апертурой и, соответственно, большей глубиной потенциальной ямы. Выходные устройства пикселей соединены с двумя буферными строками, преобразующими сигналы пикселей в цифровой код. С помощью дешифратора строк выбранные одна или две строки пикселей подсоединяются к

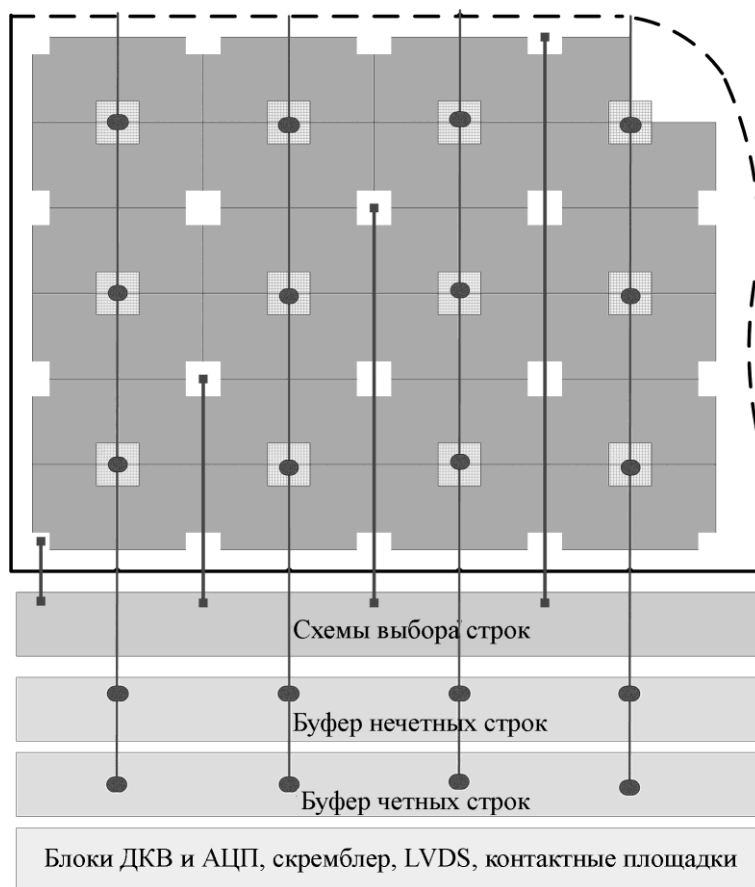


Рис.6. Упрощенная схема размещения блоков
 Fig.6. Simplified layout of the pixels' blocks

буферным строкам. Количество подсоединяемых строк пикселей зависит от выбранного режима. Фоточувствительная область окружена защитным кольцом шириной 20 мкм, перехватывающим избыточный темновой ток от нарушенного края кристалла и блоков обработки сигнала. Защитное кольцо формируется отдельно и находится под более высоким потенциалом, чем остальные компоненты.

Моделирование начинается с определения оптимальных уровней легирования в диапазоне допустимых вариаций стандартного технологического процесса. Оптимизировано соотношение параметров процессов диффузии и отжига для обеспечения лучшего соотношения характеристик схемы усиления ФЧЯ и совокупной прозрачности светового туннеля пикселя. Затем выполнено моделирование прохождения света в ФЧЯ с использованием модели, представленной в работе [1]. На основании результата моделирования предложена усовершенствованная топология фотоячейки (рис.7). Достигнутый коэффициент заполнения составил примерно 80 %, глубина потенциальной ямы может быть изменена подключением дополнительного MOSCAP конденсатора и равна приблизительно 10^5 электронам и $5 \cdot 10^6$ электронам в различных рамках (см. рис.3).

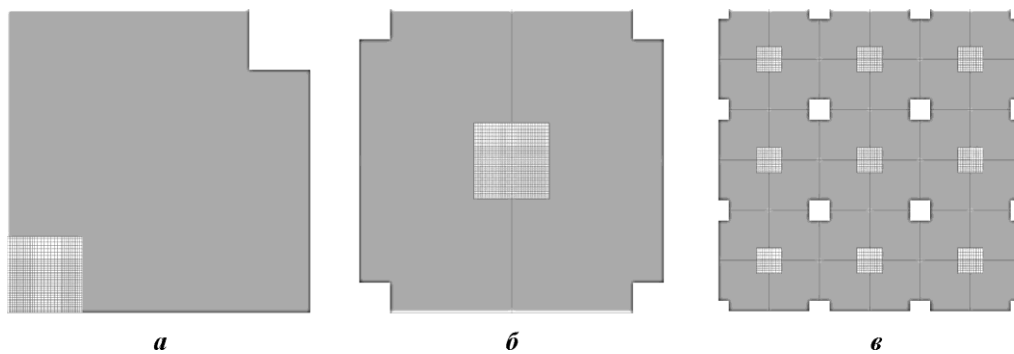


Рис.7. Топология фоточувствительной ячейки: *a* – ФЧЯ с активной схемой, соответствующей рис.3; *б* – суперпиксел; *в* – фрагмент размером 3×3 из счетверенных пикселей (пустые белые зоны оставлены для размещения схем управления)

Fig.7. Topology of the photosensitive cell: *a* – pixel with an active circuit that is corresponded to fig. 3; *b* – super-pixel - is a repeating element of the photosensitive region, which functionally combines four basic pixels into a large one with quadruple aperture and the depth of the potential well; *c* – A 3×3 super-pixels' fragment (empty white areas are left to accommodate control schemes)

Важная особенность предлагаемой топологии – возможность объединения фотоячеек (см. рис.7) в четверки на уровне аналоговых сигналов, что обеспечивает повышение чувствительности и рост скорости считывания с одновременным уменьшением разрешения, но ростом соотношения сигнал/шум. Данная топология приближена и требует уточнений. Установлено, что для перспективного диапазона размеров фотоячейки 40–90 мкм могут быть достигнуты коэффициент заполнения 80 % и квантовая эффективность не менее 45%. Оптимальный размер фотоячейки подлежит определению.

Заключение. На основе полученной схемы проработана топология фотоячейки с использованием библиотек процесса XS018 (X-Fab). В разработках в значительной степени использовались представления, развитые в [1]. Инновационным является подход, позволивший объединять пиксели в группы, образующие гибридные и более крупные фотоячейки. С учетом зависимостей соотношения сигнал/шум от усиления люминофора и зависимости коэффициента оптического заполнения от размера фотоячейки определена оптимальная геометрия фотоячейки.

Проведенные расчеты и моделирование позволяют выработать конкретные рекомендации и требования к фотосчитывающему устройству для разрабатываемой рентгеночувствительной панели, определить диапазоны частоты кадров и битовых скоростей на линиях передачи. Требования к ограничению шума в цепях питания и управления могут быть соотнесены с реализацией интерфейсных решений, минимизирующих возвратные токи в линиях заземления. Итоговые результаты легли в основу частных технических заданий на производство матричного КМОП-фотосенсора с целевым применением в медицинской рентгеновской технике.

Литература

1. *Catrysse P.B., Wandell B.A.* Optical efficiency of image sensor pixels // J. Opt. Soc. Am. A. – 2002. – Vol. 19. – No. 8. – P. 1610–1620.
2. *Abhaya Ch.K, König An.* Design of active pixel cell using PMOS source follower.—Technische Universität Kaiserslautern, 2008. – P. 17–19.
3. *Zyazin A., Inge P.* Complete optical stack modeling for CMOS-based medical x-ray detectors // SPIE. – 2015. – Vol. 9412 – P. 1–5.
4. *Giest J., Balthes H.* High accuracy modeling of photodiode quantum efficiency // Appl. Opt. 1989. – Vol. 28. – P. 3929–3938.
5. *Suat Utku Ay.* Large format CMOS Image sensors: performance and design. – Saarbrücken: VDM, 2008. – P. 107–110.
6. CMOS image sensor 3T Nwell photodiode pixel SPICE model / *T. Reiner, B. Mishori, T. Leitner et al.* // Electrical and Electronics Engineers in Israel, 2004. Proc. 23rd IEEE Convention of (6-7/09/2004). – 2004. – P. 161–164.
7. Measuring intra-pixel sensitivity variations of a CMOS image sensor / *Swaraj Bandhu Mahato, Joris De Ridder, Guy Meynants et al.* // IEEE Sensors J. – 2018. – Vol. 18. – Iss. 7. – p. 1–2.
8. *Godbeer A.* Investigation of 4T CMOS image sensor design and the effects of radiation damage. – Department of Physics, University of Surrey, Guildford, Surrey, GU2 7XH, United Kingdom, 2010. – P. 14–17.
9. *Xinyuan Qian, Hang Yu, Shoushun Chen, Kay Soon Low.* Design and characterization of radiation-tolerant CMOS 4T active pixel sensors // Integrated Circuits (ISIC), 2014 14th International Symposium, 2014. – P. 1–3.
10. DynAMITE: a wafer scale sensor for biomedical applications / *M. Esposito, T. Anaxagoras, A. Fant et al.* // IOP Publishing for SISSA, 2011. – P. 2–3.
11. *Gareth Powell, Pierre Fereyre.* Image sensor quantum efficiency versus wavelength optimization // E2V Semiconductors SAS, France, 2011. – P. 9–11.
12. *Arnaud Darmont.* Spectral response of silicon image sensors // Physics in Medicine and Biology. – 2002. – Vol. 47. – P. R85–R106.
13. *Hassan Belahrach, Yavuz Degerly, Mohammed Karim, Jean Farre.* Modelisation and simulation of noise in CMOS active pixel sensor for low light applications // Hassan BELAHRACH Ecole Royale de l’Air BEFRA/ERA/DFSTMorocco, 2005. – P. 1–3.
14. *Carel W.E. van Eijk* Inorganic scintillators in medical imaging. – London: IOP Publishing Ltd, 2002. – P. 5.
15. *Fessler J.* EECS 516, Medical Imaging Systems, F09, University of Michigan, Electrical Engineering and Computer Science Department // Course EECS 516 – 2009. – С.6.
16. Active pixel sensors fabricated in a standard 0.18 urn CMOS technology / *Hui Tian, Xinqiao Liu, SukHwan Lim et al.* // Proc. SPIE. – 2001. – Vol. 4306.
17. *Ponce-Ponce V.H., Gómez-Castañeda F., José A.* Moreno-cadenas ezequiel molinar-solis and herón molina-lozano // Photogate Active Pixel Sensor Modeling Using Pspice. UPIITA-IPN Av. IPN, No. 2805. – С.Р. 07360, Mexico, 2006. – P. 2–3.

Поступила после доработки 21.09.2018. г.; принята к публикации 25.09.2018 г.

Супонников Дмитрий Александрович – старший научный сотрудник лаборатории рентгеновских регистрирующих систем Московского физико-технического института (технический университет) (Россия, 141701, г. Долгопрудный, Институтский пер., 9)

Путилин Андрей Николаевич – кандидат физико-математических наук, ведущий научный сотрудник, заведующий лабораторией сверхбыстродействующей оптоэлектроники и обработки информации Физического института им. П.Н. Лебедева Российской академии наук (Россия, 119991, г. Москва, Ленинский пр., 53)

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

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

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

References

1. Peter B. Catrysse, Brian A. Wandell. Optical efficiency of image sensor pixels. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2002, vol. 19, no. 8, pp. 1610–1620.
2. Abhaya Chandra K, König Andreas. *Design of Active Pixel Cell using PMOS source follower*. Technische Universität Kaiserslautern, 2008, pp. 17–19.
3. Zyazin A., Inge Peters. Complete optical stack modeling for CMOS-based medical X-ray detectors. *SPIE*, 2015, vol. 9412, pp. 1–5.
4. Giest J., Baltes H. High accuracy modeling of photodiode quantum efficiency. *Appl. Opt.* 1989, no. 28, pp. 3929–3938.
5. Suat Utku Ay. *Large Format CMOS Image Sensors: Performance and Design*. Saarbrücken. VDM, Verlag Dr. Müller, 2008, pp. 107–110.
6. Reiner T., Mishori B., Leitner T., Horovitz A., Vainbaum Y., Hakim M., Lahav A., Shapira S., Fenigstein A. CMOS image sensor 3T Nwell photodiode pixel SPICE model. Electrical and Electronics Engineers in Israel, 2004. *Proceedings. 23rd IEEE Convention of*, 2004, pp. 161–164.
7. Swaraj Bandhu Mahato, Joris De Ridder, Guy Meynants, Gert Raskin, and Hans Van Winckel. Measuring intra-pixel sensitivity variations of a CMOS image sensor. *IEEE Sensors Journal*, 2018, vol. 18, iss. 7, pp. 1–2.
8. Adam Godbeer. *Investigation of 4T CMOS Image Sensor Design and the Effects of Radiation Damage*. Department of Physics, University of Surrey, Guildford, Surrey, GU2 7XH, United Kingdom, 2010, pp. 14–17.
9. Xinyuan Qian, Hang Yu, Shoushun Chen, Kay Soon Low. Design and characterization of radiation-tolerant CMOS 4T Active Pixel Sensors. Integrated Circuits (ISIC), 2014. *14th International Symposium*, 2014, pp. 1–3.
10. Esposito M., Anaxagoras T., Fant A., Wells K., Konstantinidis A., Osmond J.P.F., Evans P.M., Speller R.D., Allinson N.M. *DynAMITE: a wafer scale sensor for biomedical applications*. IOP Publishing for SISSA, 2011, pp. 2–3.
11. Gareth Powell, Pierre Fereyre. Image Sensor Quantum Efficiency Versus Wavelength optimization. *E2V Semiconductors SAS*, France, 12/12/2011, pp. 9–11.
12. Arnaud Darmon. Spectral Response of Silicon Image Sensors. Aphesa (www.aphesa.com), White paper, April 2009.16.
13. Hassan Belahrach, Yavuz Degerly, Mohammed Karim, Jean Farre. Modelisation and simulation of noise in CMOS active pixel sensor for low light applications. *Ecole Royale de l’Air BEFRA/ERA/DFSTMorocco*, 2005, pp. 1–3.
14. Carel W. E. van Eijk. *Inorganic scintillators in medical imaging*. IOP Publishing Ltd, UK, 2002, p. 5.
15. Fessler J. *EECS 516, Medical Imaging Systems, F09*. University of Michigan, Electrical Engineering and Computer Science Department, Course EECS 516, 2009, p. 6.
16. Hui Tian, Xinqiao Liu, SukHwan Lim, Stuart Kleinfelder, and Abbas El Gamal. Active pixel sensors fabricated in a standard 0.18 urn CMOS technology. *Proc. SPIE*, 2001, vol. 4306, pp. 442–443.

17. Victor H. Ponce-Ponce, Felipe Gómez-Castañeda, José A. Moreno-Cadenas Ezequiel Molinar-Solis and Herón Molina-Lozano. *Photogate active pixel sensor modeling using PSPICE*. UPIITA-IPN Av. IPN, no. 2805, C.P. 07360, Mexico, 2006, pp. 2–3.

Submitted 21.09.2018; Accepted 25.09.2018.

Information about the authors:

Dmitry A. Suponnikov – Senior Researcher of the X-ray Registration Systems Laboratory, Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Institutskiy per., 9)

Andrey N. Putilin – Cand. Sci. (Phys.-Math.), Leading Researcher, Head of the Ultrafast Optoelectronics and Information Processing Laboratory, Lebedev Physical Institute of the Russian Academy of Sciences (Russia, 119991, Moscow, Leninsky pr., 53)

Elena A. Tatarinova – Cand. Sci. (Eng.), Researcher of the X-ray Recording Systems Laboratory, Moscow Institute of Physics and Technology (Technical University) (Russia, 141701, Dolgoprudny, Institutskiy per., 9), tatarinova.ea@mpt.ru

Zaur G. Zhgunev – Programmer-Developer, Ltd «Laboratory of innovation MT» (Russia, 105118, Moscow, Izmailovskoye shosse, 6)

Anatoly R. Dabagov – Cand. Sci. (Eng.), President of the Ltd «Medical Technologies» (Russia, 105318, Moscow, Ibragimov str., 31) dar@mtl.ru

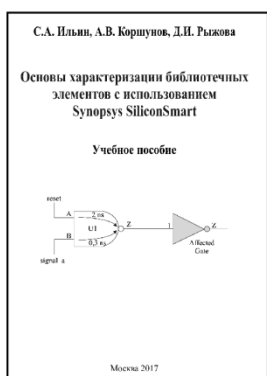


Издательско-полиграфический комплекс
Национального исследовательского университета «МИЭТ»
информирует



Вышло в свет учебное пособие

Ильин С.А., Коршунов А.В., Рыжова Д.И. Основы характеристики библиотечных элементов с использованием Synopsys SiliconSmart: учеб. пособие. - М.: МИЭТ, 2017. - 56 с.: ил.



ISBN 978-5-7256-0814-4

Приведены основные теоретические сведения и даны практические рекомендации, необходимые для эффективной работы в САПР Synopsys SiliconSmart. Показано значение характеристики в маршруте проектирования, изложены сведения об основных моделях цифровых библиотечных элементов (NLDM/NLPM, ECSM/CCS и т.д.), основах формата Liberty и его использовании в программах логического и физического синтеза. Представлены маршруты и сценарии работы пользователя, архитектура САПР характеристики Synopsys SiliconSmart, дана основная информация по настройкам исполняемых и управляющих файлов.

Для студентов, изучающих дисциплины «Цифровое проектирование» и «Маршруты проектирования цифровых схем».