

ФИЗИЧЕСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА И НАНОЭЛЕКТРОНИКА

УДК 621.386

**ДЕТЕКТОР РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ
ДЛЯ УСТАНОВОК ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ
ЭЛЕКТРОННЫХ УСТРОЙСТВ**

Е. Ю. Грачев, к.т.н., доцент кафедры ПЭЛ РГРТУ, Рязань, Россия;
orcid.org/0000-0001-7813-7769, e-mail: monopol_rus@mail.ru

Рассматривается создание детектора рентгеновских изображений для оснащения установок цифровой рентгенографии устройств электроники. Целью работы является проектирование конструкции и изготовление экспериментального макета детектора рентгеновского излучения. Для снижения дозовой нагрузки на электронные узлы детектора используется оптическая развязка на основе зеркала и сцинтилляционного экрана, которые размещены в пространстве. В работе выполнен расчет оптической схемы детектора и определены необходимые параметры цифровой камеры и фокусирующего объектива. Разработана трехмерная САД модель детектора и изготовлен экспериментальный макет. Приведены методики экспериментального определения параметров и характеристик детектора. Определено базовое пространственное разрешение детектора, выполнена оценка значения отношения сигнал-шум изображений и построены функции передачи модуляции.

Ключевые слова: детектор рентгеновского излучения, микрофокусная рентгеновская томография, цифровая рентгенография, КМОП-камера, базовое пространственное разрешение, функция передачи модуляции.

DOI: 10.21667/1995-4565-2023-84-194-206

Введение

На сегодняшний день цифровая рентгенография является одним из наиболее популярных методов исследования внутренней структуры объектов электроники, таких как печатные платы, интегральные схемы, микросборки, МЭМС датчики и многое другое [1, 2]. Получение цифровых изображений дает возможность эффективного применения современных информационных технологий для обработки единичных рентгеновских снимков и восстановления трехмерной структуры исследуемых объектов (рентгеновская компьютерная томография).

Одним из основных компонентов цифрового рентгенографического оборудования, определяющим его преимущества, является детектор излучения.

Предлагаемые сегодня коммерческими производителями детекторы используют технологии как прямого (direct conversion), так и непрямого преобразования (indirect conversion) рентгеновского излучения в видимое. Детекторы, работающие по технологии прямого преобразования, сложны в изготовлении и имеют небольшую рабочую область при высокой стоимости.

Наиболее распространенными на сегодняшний день являются детекторы непрямого преобразования. Такие детекторы в большинстве случаев состоят из сцинтиллятора, оптоволоконного элемента и устройства считывания изображения – КМОП, ПЗС или ТПТ матрицы.

Постановка задачи

В «классическом» виде детекторы непрямого преобразования изготавливаются на основе преобразующего экрана, светочувствительной матрицы и оптоволоконного элемента. Разре-

шение светочувствительной матрицы определяет качество получаемых изображений и величину отношения сигнал-шум цифровых изображений детектора. Структура преобразующего экрана и размер его зерна также влияют на разрешение получаемых изображений. Характеристики оптоволоконного элемента определяют чувствительность детектора и разрешение получаемых изображений.

Соединение описанных компонентов в большинстве конструкций детекторов производится с помощью оптических эпоксидных смол при непосредственном контакте поверхности оптоволоконного элемента с матрицей и сцинтиллятором [3]. Такая конструкция является необслуживаемой, и в случае повреждения одного из компонентов детектор не подлежит восстановлению. Также открытым остается вопрос об изменении светопропускания оптоволоконного элемента и деградации светочувствительной матрицы (полупроводниковых элементов) под действием рентгеновского излучения.

В результате представляется актуальной разработка конструкции детектора с защитой чувствительных компонентов от излучения и более простой технологией изготовления, не требующей «раскорпусирования» светочувствительной матрицы и установки на нее оптоволоконного элемента.

Теоретическая часть

Большинство коммерческих детекторов имеет активную (рабочую) область квадратной формы с линейным размером от 100 мм до 300 мм. Размер пикселя меняется в пределах от 50 мкм до 250 мкм для больших размеров детекторов [4-6]. На основе этих значений в качестве исходных данных для проектируемой конструкции был выбран размер стороны активной области 100 мм. Данное значение является наименьшим для коммерчески выпускаемых детекторов и наиболее удобным для создаваемого макета. Однако нужно отметить, что размер 100 мм x 100 мм не является ограничением для размера исследуемых объектов, так как в большинстве приборов используется программная «сшивка» отдельных изображений с целью увеличения поля зрения.

Ограничение на размер пикселя в поле зрения детектора было выбрано не более 100 мкм. Данное значение получено на основе анализа параметров стандартных моделей детекторов и лежит в диапазоне значений, указанных выше для коммерческих приборов. Данного уровня разрешения вполне достаточно для использования детектора с микрофокусными рентгеновскими трубками и исследования объектов в режиме увеличения.

Так как в большинстве конструкций детекторов все внутренние узлы подвергаются воздействию рентгеновского излучения неизбежно «старение» компонентов и ухудшение характеристик детекторов, особенно при работе с энергиями выше 120 кэВ.

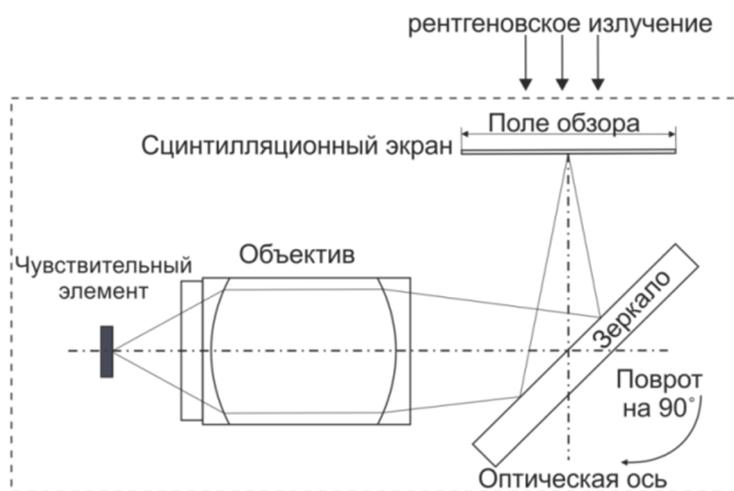


Рисунок 1 – Схема реализации оптической «развязки» детектора
Figure 1 – Optical scheme of X-ray detector

Для решения этой проблемы и защиты светочувствительной матрицы детектор оснащается «развязкой» рентгеновского излучения и видимого света. Такая оптическая «развязка» строится по следующей схеме: «светочувствительный элемент – объектив – оптическое зеркало – сцинтилляционный экран» (рисунок 1). Идея функционирования такой схемы развязки заключается в следующем. Рентгеновские кванты, попадая на сцинтилляционный экран, вызывают эмиссию квантов видимого спектра, которые после отражения от поверхности поворотного оптического зеркала фокусируются объективом и формируют на поверхности чувствительного элемента изображение просвечиваемого образца. Очевидно, что кроме защитной функции поворотное зеркало должно обеспечивать качественную передачу сформированного теневого изображения на регистрирующую матрицу, то есть иметь высокое значение коэффициента отражения.

Для защиты компонентов детектора (объектива, сервисной электроники, светочувствительной матрицы) от рентгеновского излучения конструкция снабжается дополнительной свинцовой защитой по внутренней поверхности корпуса. Остальные несущие элементы конструкции выполняются из легких сплавов на основе алюминия.

Определение параметров КМОП-камеры

Для захвата изображения в проектируемом детекторе была выбрана видеокамера на основе КМОП-сенсора. Данный выбор основан на более высокой гибкости управления параметрами считывания и передачи информации у КМОП чипов по сравнению с ПЗС чипами.

Требованиям к размеру пикселя в рабочей области (не более 100 мкм) удовлетворяет коммерчески выпускаемая камера асА1920-40gm производителя Basler AG – мирового лидера в области машинного и технического зрения [7].

Выбранная модель имеет следующие основные характеристики:

- разрешение – 1920x1200 пикселей;
- тип используемого сенсора – Sony IMX249LLJ-C (прогрессивная развертка, технология глобального затвора);
- оптический размер – 1/1.2 дюйма (диагональ 10,6 мм);
- размер пикселя – 5,86 мкм x 5,86 мкм;
- формат пикселя – Mono 8, Mono 12, Mono 12 Packed;
- интерфейс связи – Gigabit Ethernet.

Используя характеристики сенсора камеры, можно определить, что при размерах рабочей области $a = b = 100$ мм минимальный эффективный размер пикселя (разрешение R) детектора составит:

$$R = \frac{a}{r} \approx 83 \text{ мкм},$$

где r – разрешение КМОП-сенсора.

Полученное значение удовлетворяет сформированным требованиям к проектируемому детектору.

Определение параметров объектива

Для передачи изображения с необходимым разрешением и без дополнительных искажений необходимо использовать объективы с малой величиной дисторсии и высоким разрешением.

Основным параметром объектива является фокусное расстояние. Для определения его величины была построена оптическая схема, представленная на рисунке 2. Расчет фокусного расстояния объектива проводился с учетом требований, предъявляемых к конструкции (размер рабочей области) и выбранной модели камеры (размер матрицы сенсора).

В приближении тонкой линзы фокусное расстояние f может быть вычислено по формуле:

$$f = \frac{A+B}{(\sqrt{2a/d})+1},$$

где A – расстояние от объектива до зеркала, B – расстояние от зеркала до входного окна детектора (рисунок 2), a – линейный размер рабочей области детектора, d – размер диагонали КМОП-сенсора. Большинство современных объективов имеют рабочее расстояние $(A+B)$ минимум 100 мм. Тогда для фокусного расстояния получаем значение 7 мм.

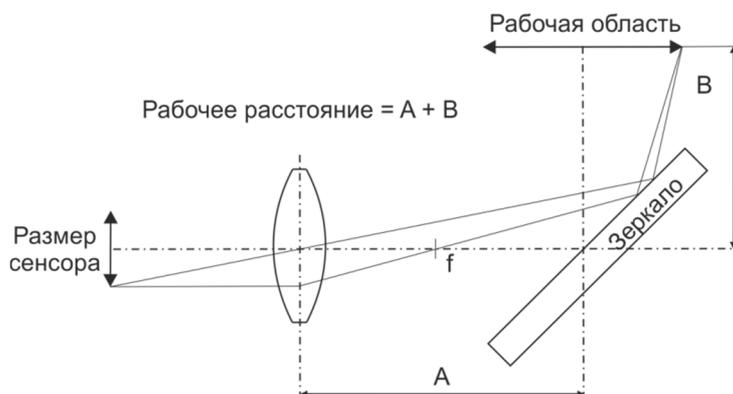


Рисунок 2 – Расчет фокусного расстояния объектива в приближении тонкой линзы
Figure 2 – Calculation of focal length

Полученное значение характерно для так называемых короткофокусных объективов с широким углом обзора. Однако малые фокусные расстояния приводят к сильной дисторсии изображений. Поэтому было сделано сознательное отступление от расчетного значения в сторону увеличения и выбора (из стандартного ряда значений) для фокусного расстояния величины 12 мм, что соответствует большему рабочему расстоянию – 172 мм.

При таком значении фокусного расстояния необходимый угол обзора объектива для конструкции детектора составляет:

$$\alpha = 2 \arctan(d / 2f) = 47,7^\circ,$$

d – размер диагонали КМОП-сенсора, f – фокусное расстояние объектива.

Перечисленным требованиям наиболее полно удовлетворяет модель объектива VS-1214N1 производителя VS Technology Corporation [8]. Объектив имеет следующие характеристики:

- фокусное расстояние – 12 мм;
- максимальное значение диафрагмы – 1:1,4;
- угол обзора – $50,8^\circ \times 50,8^\circ$ (диагональ $68,2^\circ$);
- TV дисторсия – 0,32 % (отрицательная).

Из характеристик дополнительно подчеркнем достаточно низкий уровень дисторсии.

Выбор типа сцинтилляционного экрана

В проектируемой конструкции детектора предполагается использовать сцинтиллятор (сцинтилляционный экран) на основе оксисульфида гадолиния, активированного тербием (GOS-based, Gadox). Высокий атомный номер делает данный материал эффективным с точки зрения поглощения рентгеновского излучения. Спектр излучения таких экранов имеет ряд полос с максимумами интенсивности в диапазоне 400-650 нм [21]. Такой диапазон излучения соответствует максимальным значениям квантовой эффективности выбранной камеры [22].

Предложенные сцинтилляционные экраны типа Gadox широко применяются в медицине и промышленности для неразрушающего контроля (NDT) [9]. По своей структуре экран представляет пластиковую основу (лист) толщиной от 180 до 250 мкм, на который наносится эмульсия люминофора Gadox с заданным гранулометрическим составом. Далее люминофор покрывается слоем полиэтилентерефталата толщиной до 10 мкм с целью защиты от внешних воздействий.

Для проектируемой конструкции было решено применить сцинтилляционные экраны американской компании Mitsubishi Chemical (тип DRZ-HR, толщина люминофора 50 мкм). Компания Mitsubishi Chemical является ведущим производителем сцинтилляционных экранов для детекторов рентгеновских изображений. Выбранный тип сцинтиллятора DRZ-HR имеет наибольшее разрешение среди других вариантов экранов данного производителя.

Определение параметров оптической развязки

Для поворота оптической оси (рисунок 1) в конструкции детектора предложено использовать оптическое зеркало. Свет от сцинтиллятора, падая вертикально на зеркало, отражается от него под углом 90° . Далее свет фокусируется объективом и регистрируется камерой.

Помимо выполнения своей основной функции, поворотное зеркало должно вносить минимальное количество искажений, иметь высокий коэффициент отражения в диапазоне длин волн спектра излучения сцинтиллятора. Поэтому для минимизации искажений основным требованием при изготовлении зеркала для детектора является толщина подложки не менее 10 мм, изготовленная с точностью не хуже $N = 5$, где N – число интерференционных колец, наблюдаемых при оценке плоскостности. В качестве материала отражающего слоя необходимо использовать алюминий и серебро, имеющие наибольшие коэффициенты отражения.

Поперечный размер зеркала определяется размером рабочей области детектора и равен 110 мм x 145 мм.

Разработка CAD модели детектора

Для разработки конструкторской документации и изготовления основных узлов конструкции детектора в программном пакете SolidWorks была разработана трехмерная CAD модель (рисунок 3).

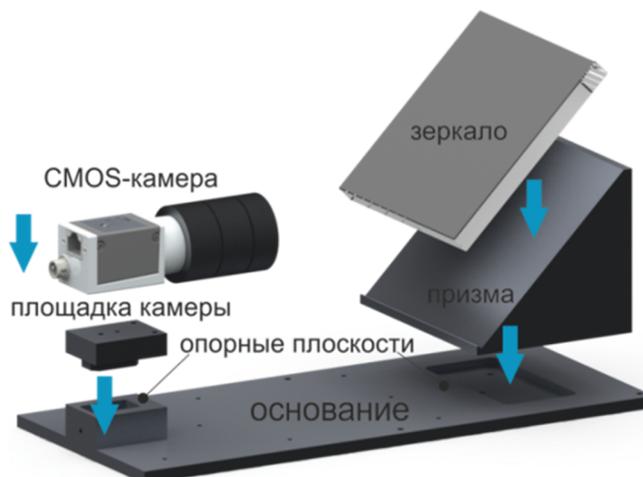


Рисунок 3 – Способы крепления камеры и зеркала в макете детектора

Figure 3 – Method of mounting CMOS-camera and mirror

Единым основанием детектора служит пластина, имеющая опорные плоскости для размещения площадки крепления камеры и призмы для зеркала (рисунок 3). Площадка крепления камеры и призма зеркала имеют специальные выступы, которые помещаются в ответные полости на основании.

Входное окно детектора состоит из опорной рамки и сцинтилляционного экрана с размерами, соответствующими требованиям к рабочей области детектора. Рамка имеет специальную нишу, в которую закладывается сцинтилляционный экран, который затем прижимается листом карбона. Рамка с экраном и листом карбона размещается на корпусе после крепления зеркала на четырех стойках-опорах. Собранный конструкторский узел детектора с установленной камерой, объективом и зеркалом показан на рисунке 4.

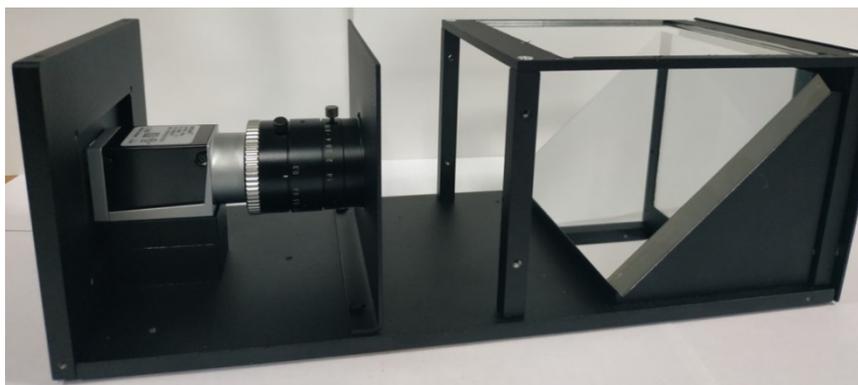


Рисунок 4 – Конструкция детектора без внешнего экрана
Figure 4 – Detector design without external shield

Снаружи конструкция закрывается внешним экраном, обеспечивающим необходимое затемнение. Для защиты от ионизирующего излучения на внутреннюю сторону экрана крепится свинцовый лист, перекрывающий прямой поток излучения на камеру и объектив.

Экспериментальные исследования

Для анализа характеристик изготовленного детектора была проведена серия экспериментов и получена информация о базовом пространственном разрешении, построены функции передачи модуляции и зависимости отношений сигнал-шум изображений для различных толщин исследуемых объектов. Перечисленные параметры позволяют в достаточной степени охарактеризовать разработанный прибор как устройство рентгенографического контроля в соответствии с международными стандартами [10, 11].

Для проведения экспериментальных исследований использовался изготовленный ранее макет установки для рентгенографических и томографических исследований [12-15]. Для обработки экспериментальных изображений использовалось авторское программное обеспечение [16].

Определение базового пространственного разрешения

Для определения базового пространственного разрешения детектора ($SR_b^{detector}$) использовался индикатор качества изображения (IQI) типа штриховая мира. Данный тест-объект представляет собой набор из нескольких пар штрихов с различными значениями пространственной частоты.

Для проведения эксперимента указанный индикатор размещался непосредственно на поверхности детектора, и фиксировалось рентгеновское изображение. Изображения IQI были получены при анодном напряжении рентгеновского источника 90 кВ (в соответствии с [10, 11]). Ток и время экспозиции подбирались таким образом, чтобы на изображении уровень сигнала был не более 80 % от порога насыщения детектора. В качестве дополнительной обработки использовалась фильтрация импульсных шумов [17].

В соответствии с методикой, изложенной в [18], по рентгеновскому изображению для каждой группы штрихов были вычислены значения глубины модуляции (dip). Полученные данные для нескольких групп штрихов аппроксимировались полиномом второго порядка (рисунок 5). Значение $R_b^{detector}$ было найдено как координата точки пересечения графика с прямой 20-го % уровня глубины модуляции. Базовое пространственное разрешение детектора, определенное в ходе эксперимента, составило 129 мкм.

Экспериментально полученное значение разрешения отличается от расчетного значения. Данная ситуация является вполне нормальной. Рассчитанные по формуле значения эффективного размера пикселя детектора соответствуют предельному случаю, не реализуемому на практике. Теоретическое значение 83 мкм по сути можно считать ограничением по разре-

нию со стороны используемого сенсора и использовать для вычисления предельной пространственной частоты, называемой частотой Найквиста:

$$v_{Nyquist} = \frac{1}{2 \cdot R} \approx 6 \frac{\text{пар линий}}{\text{мм}},$$

где R – разрешение детектора (эффективный размер пикселя).

Полученное значение 129 мкм больше предельного из-за причин, связанных с формированием изображения в толще люминофора, ограничением по разрешению объектива со стороны дифракции и рассеянии света в конструктивных элементах (поддерживающее стекло, зеркало).

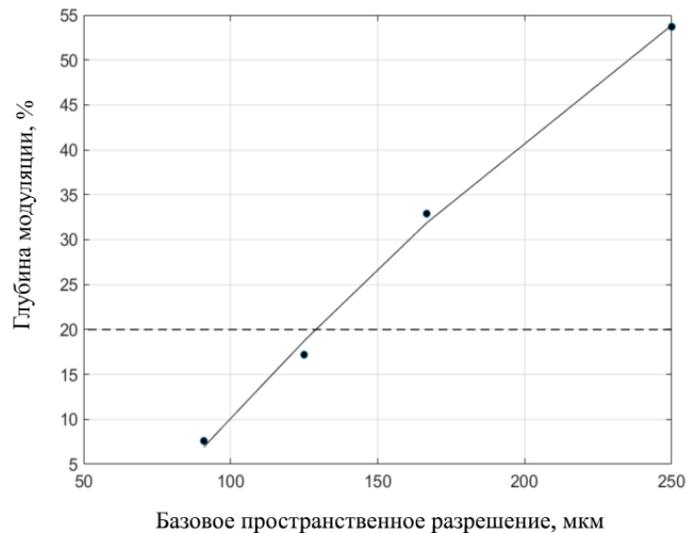


Рисунок 5 – Определение базового пространственного разрешения детектора
Figure 5 – Determination of basic spatial resolution of the detector

Для сравнения изготовленного детектора по уровню разрешающей способности в таблице 1 приведены данные по разрешению для импортных моделей детекторов.

Таблица 1 – Разрешение детекторов различных производителей

Table 1 – Resolution of detectors by various manufacturers

Наименование детектора, модель	Размер активной области, мм	Эффективный размер пикселя, мкм	Разрешение, пар линий/мм
Разработанный детектор	100x100	129	3,87
Varex 1308DX	130x80	127	3,94
Varex 1207	120x70	74,8	6,68
Teledyne Dalsa Radicon 1520	204x153	99	5

Построение функций передачи модуляции

Уровень контрастной чувствительности изображений, получаемых с помощью детектора, функционально связан с пространственным разрешением детектора. Для описания этой взаимосвязи используют частотно-контрастную характеристику системы или функцию передачи модуляции (ФПМ, MTF). Характеристика позволяет оценить зависимость отношения контраста на изображении к контрасту тест-объекта на разной пространственной частоте.

Для оценки контрастной чувствительности детектора строились функции передачи модуляции с использованием изображений тест-объекта типа «острый край» (рисунок 6). В ходе выполненных экспериментов были получены рентгеновские изображения вольфрамовой пластины толщиной 1,5 мм. Край пластины, используемый для построения линии профиля и вычисления ФПМ, был отшлифован до уровня шероховатости Ra 3,2.

На результаты, получаемые при построении ФПМ, сильно влияет точность расположения тест-объекта [19]. В идеальном случае поверхность пластины должна быть строго перпендикулярна оси пучка трубки (оси системы источник-детектор) в обеих плоскостях. Для выполнения этого условия перед проведением эксперимента тест-объект закреплялся в вертикальном положении на поворотной платформе и выравнивался оптическим способом с помощью лазерной головки и зеркала (рисунок 6).



Рисунок 6 – Экспериментальное определение ФПМ детектора
Figure 6 – Experimental determination of detector MTF

Изображения тест-объекта для построения ФПМ были получены с одинаковой мощностью рентгеновского источника 6 Вт при анодных напряжениях 90 и 120 кВ. При вычислении значений ФПМ дополнительно проводилось усреднение по 10 профильным линиям; процедуры фильтрации не применялись.

Графики функции передачи модуляции детектора представлены на рисунке 7. Практическое совпадение двух кривых позволяет сделать заключение о том, что при изменении напряжения на источнике в диапазоне порядка 30 % рассматриваемая характеристика изменяется в пределах 3 %.

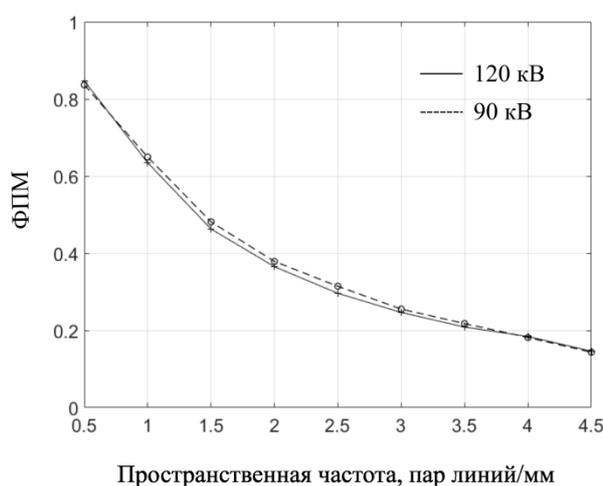


Рисунок 7 – График функции передачи модуляции детектора
Figure 7 – Detector modulation transfer function

Сравнение МТФ, полученных в ходе эксперимента, для разработанного детектора и коммерческих моделей не представляется возможным. Это обусловлено отсутствием открытого доступа к такого рода информации. В каталогах импортных производителей указаны только значения МТФ детектора для конкретных значений пространственной частоты. Поэтому сравнение полученных данных было проведено только для этих пространственных частот (таблица 2).

Таблица 2 – Значения функции передачи модуляции
Table 2 – Values of modulation transfer function

Наименование детектора, модель	MTF на пространственной частоте 1 пара линий/мм
Разработанный детектор	62 %
Varex 1308DX	>48 %
Varex 1207	Нет данных
Teledyne Dalsa Radicon 1520	80 %

Из представленных данных видно, что значения MTF разработанного детектора сравнимы со значениями для моделей коммерческих фирм производителей.

Оценка отношения сигнал-шум изображений

Согласно [10] при радиографическом контроле с использованием цифрового детектора должны быть обеспечены минимальные значения нормализованного отношения сигнал-шум (SNR_N), соответствующие выбранному классу контроля. В стандарте приведены минимальные значения SNR_N для различных диапазонов толщин контролируемых объектов и напряжений рентгеновского источника.

С использованием описанного в стандарте подхода проведена экспериментальная оценка диапазона толщин исследуемых объектов, допустимых для класса В ($SNR_N > 120$), материал алюминий). В качестве тест-объекта использовался ступенчатый клин с диапазоном толщин 2,5 – 25 мм. Изображения клина были получены для двух анодных напряжений 90 кВ и 120 кВ и времени экспозиции 8 и 4 секунды. Усреднение проводилось по 30 кадрам. Ток источника устанавливался такой величины, чтобы на изображении самой тонкой ступеньки не был достигнут уровень насыщения детектора. Изображения тест-объекта были получены в микрофокусном режиме рентгеновского источника с постоянно поддерживаемой мощностью 6 Вт для всех анодных напряжений.

Значение уровня сигнала определялось как среднее значение линейризованных градаций серого в выбранной области изображения, а для оценки уровня шума использовалась величина стандартного отклонения линейризованных градаций [10]. Значение SNR_N вычислялось для каждой толщины материала (ступеньки тест-объекта) с размером изображения не менее чем 20x55 пикселей. Далее, с использованием величины базового пространственного разрешения, находились нормализованные значения отношения сигнал-шум [10].

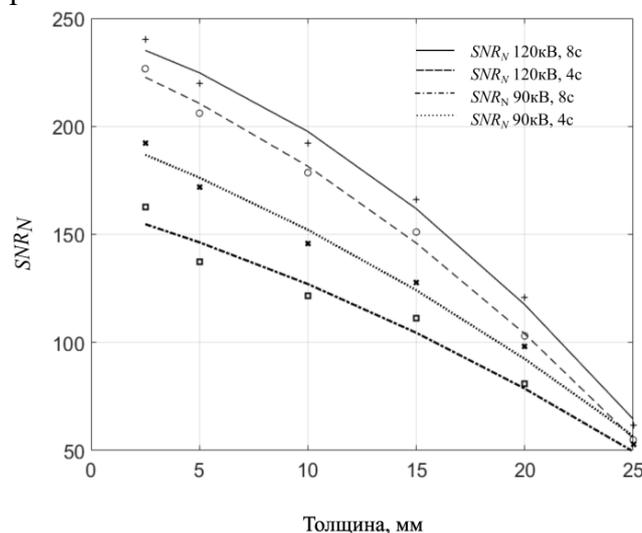


Рисунок 8 – Результаты оценки SNR_N изображений для разных толщин объекта
Figure 8 – Results of SNR_N evaluation of images for different object thicknesses

Результаты оценки нормализованного отношения сигнал-шум представлены на рисунке 8. Полученные в ходе эксперимента данные позволяют сделать вывод, о возможности применения детектора в пределах класса В (улучшенный, [10]) для объектов толщиной до 12,5-18 мм (в зависимости от анодного напряжения) из алюминия. Здесь стоит отметить, что эксперимент проводился с маломощной трубкой [20], работающей в микрофокусном режиме. Для более мощных источников диапазон толщин исследуемых объектов будет значительно шире.

На заключительном этапе экспериментальных исследований было получено изображение (рисунок 9) печатной платы, демонстрирующее возможность применения разработанной конструкции в установках рентгенографического контроля.

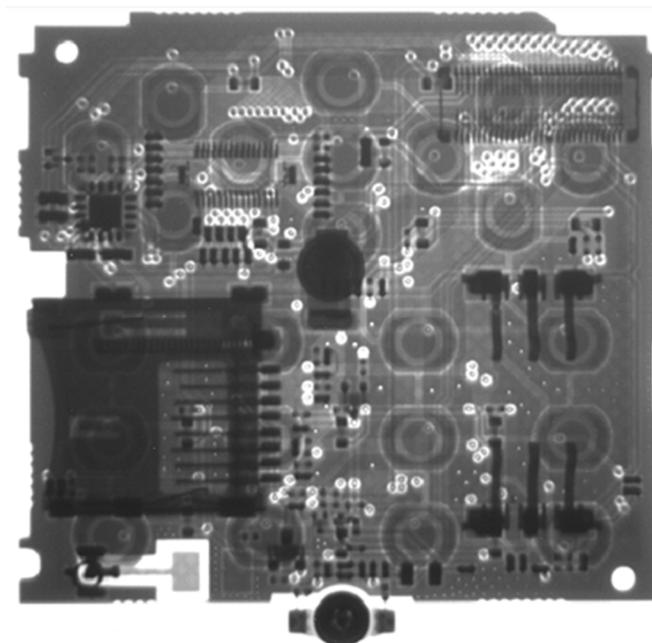


Рисунок 9 – Изображение печатной платы, полученное с помощью разработанного макета детектора
Figure 9 – Image of PCB obtained using detector developed layout

Заключение

По результатам экспериментальных исследований детектора можно сделать следующие выводы. Достигнутый уровень пространственного разрешения вполне соответствует ожидаемым значениям, полученным в ходе теоретических исследований. Указанное расхождение экспериментальных и теоретических данных связано с неизбежными светопотерями самой схемы, использующей зеркало и стеклянную опорную подложку активной области, а также из-за наличия ограничений вследствие явления дифракции на апертурах объектива. Указанные недостатки могут быть устранены:

- использованием вместо стеклянной опорной подложки пластин из поликапиллярной оптики;
- применением зеркал на основе интерференционных покрытий, позволяющих отражать до 90 % видимого света люминофора, делая это селективно в необходимой частотной области;
- применением высокоразрешающих объективов, работающих в частотном диапазоне излучения люминофора;
- применением люминофоров так называемого структурированного типа, позволяющих передавать изображение с более высоким разрешением или уменьшение толщин активного слоя люминофоров «насыпного» типа.

Библиографический список

1. Uwe Zscherpel, Uwe Ewert, Klaus Bavendiek Possibilities and Limits of Digital Industrial Radiology: The new high contrast sensitivity technique – Examples and system theoretical analysis // International Symposium on Digital industrial Radiology and Computed Tomography, June 25-27, 2007, Lyon, France
2. **Трубицын А. А., Грачев Е. Ю., Морозов Д. А., Серебряков А. Е., Козлов Е. А., Любушин В. С.** Средства и методы компьютерной микротомографии // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2018. № 66-2. С. 55-62.
3. **Трубицын А. А., Грачев Е. Ю.** Цифровой детектор рентгеновских изображений // Приборы и техника эксперимента. 2021. № 6. С. 63-69. DOI: 10.31857/S0032816221050256.
4. X-Ray detectors. <https://www.vareximaging.com/products/medical/x-ray-detectors/> (дата обращения 12.04.23)
5. PIXIS XF High-Performance, Low-Noise Cameras. <https://www.princetoninstruments.com/products/> (дата обращения 12.04.23)
6. X-ray Cameras High resolution and low noise X-ray imagery. <https://photonicscience.com/products/x-ray-cameras/> (дата обращения 12.04.23)
7. Матричные камеры Basler. <https://www.baslerweb.com> (дата обращения 11.04.23)
8. VS technology. Machine vision optics. <https://vst.co.jp/en/> (дата обращения 11.04.23)
9. **Glenn C. Tyrrell** Phosphors and scintillators in radiation imaging detectors // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 2005, vol. 546(1–2), 180 p.
10. ISO 17636-2:2013 Non-destructive testing of welds – radiographic testing. Part 2: X- and gamma-ray techniques with digital detectors, IDT
11. E2597/E2597M – 14 Standard Practice for Manufacturing Characterization of Digital Detector Arrays.
12. **Морозов Д. А., Полонский Б. А., Кузьмич А. Ю., Грачев Е. Ю., Трубицын А. А.** Высоковольтный источник питания микрофокусной рентгеновской трубки средней мощности // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2017. № 62. С. 133-142.
13. **Грачев Е. Ю., Серебряков А. Е., Трубицын А. А., Гольцев А. А., Папенков М. А.** Система визуализации микрофокусных рентгеновских изображений с автоматической регулировкой фокуса и увеличения // Приборы и техника эксперимента. 2018. № 2. С. 108-117.
14. **Trubitsyn A. A., Polonsky V. A., Grachev E. Yu.** Control unit for a high voltage installation of X-ray microtomograph // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, Krasnoyarsk, 16-18 April 2020 / Krasnoyarsk Science and Technology City Hall of the Russian Union of Scientific and Engineering Associations. Vol. 862. – Krasnoyarsk: Institute of Physics and IOP Publishing Limited, 2020. 62106 p.
15. **Трубицын А. А., Грачев Е. Ю., Морозов Д. А.** Высоковольтный источник питания микрофокусной рентгеновской трубки // Приборы и техника эксперимента. 2019. № 5. С. 52-57.
16. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2019661103 Российская Федерация. Программа обработки рентгеновских изображений «X-ray Projection Pro»: № 2019619731: заявл. 05.08.2019 : опублик. 19.08.2019 / А. А. Трубицын, Е. Ю. Грачев ; заявитель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Рязанский государственный радиотехнический университет имени В.Ф. Уткина».
17. **Trubitsyn A. A., Grachev E. Yu.** Switching median filter for suppressing multi-pixel impulse noise. Computer Optics. 2021, vol. 45(4). 580 p.
18. ISO 19232-5:2018 Non-destructive testing. Image quality of radiographs. Part 5: Determination of the image unsharpness and basic spatial resolution value using duplex wire-type image quality indicators
19. **Samei E., Flynn M.J., Reimann D.A.** // Med Phys. 1998, vol. 25(1). 102 p.
20. **Козлов Е. А.** Аналитический расчет спектра рентгеновского излучения микрофокусной рентгеновской трубки с анодом «Тепловая труба» // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2019. № 69. С. 202-210.
21. **Gambaccini M., Taibi A., Del Guerra A., Marziani M., Tuffanelli A.** MTF evaluation of a phosphor-coated CCD for x-ray imaging // Physics in medicine and biology. 1997. 41(12):2799-806.
22. Basler ace aca1920-40gm – EMVA Data // <https://www.baslerweb.com/en/downloads/document-downloads/basler-ace-aca1920-40gm-emva-data/> (дата обращения 23.05.2023)

UDC 621.386

X-RAY DETECTOR FOR DIGITAL RADIOGRAPHY INSTALLATIONS OF ELECTRONICS DEVICES

E. Yu. Grachev, Ph.D. (Tech.), associate professor, RSREU, Ryazan, Russia;
orcid.org/0000-0001-7813-7769, e-mail: monopol_rus@mail.ru

The creation of x-ray image detector for the installation of digital radiography is considered. **The aim of the work** is to design X-ray image detector with active area of about 100x100 mm. In order to reduce the dose load on detector electronic components, optical decoupling based on a mirror and a scintillation screen spaced apart in space is used. The calculation of detector optical scheme is carried out and necessary parameters of digital camera and focusing lens are determined. Three-dimensional CAD model of the detector was developed and an experimental model was made. Techniques for the experimental determination of parameters and characteristics of the detector are given. Basic spatial resolution of the detector is determined, the value of signal-to-noise ratio of images is estimated, and modulation transfer functions are constructed.

Key words: digital X-ray detector, microfocus X-ray tomography, digital radiography, CMOS camera, basic spatial resolution, modulation transfer function.

DOI: 10.21667/1995-4565-2023-84-194-206

References

1. **Uwe Zscherpel, Uwe Ewert, Klaus Bavendiek.** Possibilities and Limits of Digital Industrial Radiology: The new high contrast sensitivity technique – Examples and system theoretical analysis. *International Symposium on Digital industrial Radiology and Computed Tomography*, June 25-27, 2007, Lyon, France
2. **Trubitsyn A. A., Grachev E. Yu., Morozov D. A., Serebryakov A. E., Kozlov E. A., Lubushin V. S.** Tools and methods of computer microtomography. *Vestnik Rjazanskogo gosudarstvennogo radio-technicheskogo universiteta*. 2018, no. 66-2, pp. 55-62. (in Russian).
3. **Trubitsyn A. A., Grachev E. Yu.** A Digital X-ray Image Detector. *Instruments and Experimental Techniques*. 2021, no. 6, pp. 63-69. (in Russian).
4. X-Ray detectors. <https://www.vareximaging.com/products/medical/x-ray-detectors/> (date of the application 12.04.23)
5. PIXIS XF High-Performance, Low-Noise Cameras. <https://www.princetoninstruments.com/products/> (date of the application 12.04.23)
6. X-ray Cameras High resolution and low noise X-ray imagery. <https://photonicscience.com/products/x-ray-cameras/> (date of the application 12.04.23).
7. Matrix cameras Basler. <https://www.baslerweb.com> (date of the application 11.04.23).
8. VS technology. Machine vision optics. <https://vst.co.jp/en/> (date of the application 11.04.23).
9. **Glenn C. Tyrrell.** Phosphors and scintillators in radiation imaging detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2005, vol. 546(1–2), 180 p.
10. ISO 17636-2:2013 Non-destructive testing of welds – radiographic testing. Part 2: X-and gamma-ray techniques with digital detectors, IDT.
11. E2597/E2597M – 14 Standard Practice for Manufacturing Characterization of Digital Detector Arrays.
12. **Morozov D. A., Polonsky B. A., Kuzmich A. Yu., Grachev E. Yu., Trubitsyn A. A.** High-voltage power supply for microfocus x-ray tube of medium power. *Vestnik Rjazanskogo gosudarstvennogo radio-technicheskogo universiteta*. 2017, no. 62, pp. 133-142. (in Russian)
13. **Grachev E. Yu., Serebryakov A. E., Trubitsyn A. A., Golzev A. A., Papenkov M. A.** The Visualization System of Microfocus X-ray Images with Automatic Adjustment of Zoom and Focus. *Instruments and Experimental Techniques*. 2018, no. 2, pp. 108-117. (in Russian).
14. **Trubitsyn A. A., Polonsky B. A., Grachev E. Yu.** Control unit for a high voltage installation of X-ray microtomograph. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, Krasnoyarsk, 16-18 April 2020 / Krasnoyarsk Science and Technology City Hall of the Russian Union of Scientific and Engineering Associations*, vol. 862. Krasnoyarsk: Institute of Physics and IOP Publishing Limited, 2020. 62106 p.

15. **Trubitsyn A. A., Grachev E. Yu., Morozov D. A.** A High-Voltage Power Supply for a Microfocus X-Ray Tube. *Instruments and Experimental Techniques*. 2019, no. 5, pp. 52-57. (in Russian).
16. Svidetel'stvo o gosudarstvennoj registracii programmy dlya EVM № 2019661103 Rossijskaya Federaciya. *Programma obrabotki rentgenovskih izobrazhenij «X-ray Projection Pro»*: № 2019619731: zayavl. 05.08.2019: opubl. 19.08.2019 / A. A. Trubitsyn, E. Yu. Grachev; zayavitel' Federal'noe gosudarstvennoe byudzhethnoe obrazovatel'noe uchrezhdenie vysshego obrazovaniya «Ryazanskij gosudarstvennyj radio-tehnicheskij universitet imeni V. F. Utkina».
17. **Trubitsyn A. A., Grachev E. Yu.** Switching median filter for suppressing multi-pixel impulse noise. *Computer Optics*. 2021, vol. 45(4). 580 p.
18. ISO 19232-5:2018 Non-destructive testing. – Image quality of radiographs. Part 5: Determination of the image unsharpness and basic spatial resolution value using duplex wire-type image quality indicators
19. **Samei E., Flynn M. J., Reimann D. A.** *Med Phys*. 1998, vol. 25(1), 102 p.
20. **Kozlov E. A.** Analytical calculation of x-ray spectrum radiation by Microfocus x-ray tube with «heat pipe» anode. *Vestnik Rjazanskogo gosudarstvennogo radiotekhnicheskogo universiteta*. 2019, no. 69, pp. 202-210. (in Russian).
21. **Gambaccini M., Taibi A., Del Guerra A., Marziani M., Tuffanelli A.** MTF evaluation of a phosphor-coated CCD for x-ray imaging. *Physics in medicine and biology*. 1997. 41(12):2799-806.
22. Basler ace aca1920-40gm – EMVA Data. <https://www.baslerweb.com/en/downloads/document-downloads/basler-ace-aca1920-40gm-emva-data/> (date of the application 23.05.2023)