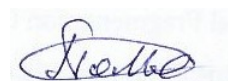


ОБЪЕДИНЕННЫЙ ИНСТИТУТ ЯДЕРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ  
ЛАБОРАТОРИЯ ЯДЕРНЫХ ПРОБЛЕМ ИМ. В.П. ДЖЕЛЕПОВА

*На правах рукописи*



**Полковников Михаил Константинович**

**Система регистрации и обработки данных рентгеновских  
изображений на основе линейки арсенид галлиевых  
полупроводниковых детекторов резистивного типа**

01.04.01 — Приборы и методы экспериментальной физики

**АВТОРЕФЕРАТ**

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата физико-математических наук

Дубна – 2020

Работа выполнена в НИЦ «Курчатовский институт» - ИФВЭ

- Научный руководитель** – *Воробьев Александр Павлович, доктор физико - математических наук, главный научный сотрудник НИЦ «Курчатовский институт» - ИФВЭ*
- Официальные оппоненты** – *Потылицын Александр Петрович, доктор физико-математических наук, Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Исследовательская школа физики высокоэнергетических процессов, ведущий научный сотрудник*
- Шелков Георгий Александрович , кандидат физико — математических наук, Лаборатория Ядерных Проблем, Объединенный Институт Ядерных Исследований (г.Дубна), старший научный сотрудник*

С электронной версией диссертации можно ознакомиться на официальном сайте Объединенного института ядерных исследований в информационно-телекоммуникационной сети «Интернет» по адресу: <https://dissertations.jinr.ru/ru/Councils/NuclearPhysicsCouncil/Dissertations>. С печатной версией диссертации можно ознакомиться в Научно-технической библиотеке ОИЯИ (г. Дубна, Московская область, ул. Жолио-Кюри, д. 6).

Ученый секретарь диссертационного совета,  
доктор физико-математических наук

Г.А. Карамышева



## **Общая характеристика работы**

### **Актуальность проблемы**

Разработка цифровых рентгенодиагностических систем ведется уже на протяжении нескольких десятилетий с целью преодоления недостатков использования в системах диагностики рентгеновских пленок: их невысокого динамического диапазона; большого времени получения результатов диагностики; значительной дозовой нагрузки. Достижениями цифровых систем, построенных с использованием твердотельных детекторов, по сравнению с рентгеновскими пленками, к настоящему времени являются: улучшенное качество изображений при расширенном динамическом диапазоне и повышенном контрасте изображения исследуемого объекта; увеличенная эффективность регистрации излучения (уменьшение дозовых нагрузок) и уменьшение шумов детекторов. Отсутствие необходимости проявки и хим. обработки, быстрота получения результатов диагностики, возможность немедленной пост-обработки и передачи результирующих изображений на PACS сервера по всему миру значительно расширили возможности и распространенность цифровых систем. Ограничивающим фактором для цифровых систем, однако, остаются их относительно высокая начальная стоимость, порог вхождения и готовность операторов и технического персонала работать с различными типами систем и осваивать параметры систем, обеспечивающие изображения оптимального качества. Не смотря на значительное уменьшение доз облучения, достигнутых в цифровой рентгенографии, задача их понижения, как для пациентов, так и для медицинского персонала, технических работников, снижение стоимости рентгенографических систем при сохранении качества диагностики, остаётся актуальной для медицинской практики и других областей применения цифровой рентгенографии. Одним из возможных путей решения этих задач является дальнейшее повышение эффективности регистрации рентгеновского излучения, путём разработки новых детектирующих систем прямого преобразования энергии рентгеновского излучения в электрический сигнал, с использованием нетрадиционных полупроводниковых детекторов в системах сканирующего типа, которые на сегодняшний день являются оптимальным решением для рентгеновского анализа различных объектов больших размеров с точки зрения достижения приемлемого баланса качество цифрового изображения / цена рентгенографической системы. Среди всех полупроводниковых материалов, в настоящее время наиболее подходит для этих целей арсенид галлия (GaAs), как материал имеющий, с одной стороны, малую длину поглощения фотонов и большую ширину запрещенной зоны, а с другой стороны, хорошо развитую в России технологию промышленного производства. Однако длительное время на арсениде галлия не удавалось получить детекторные структуры с толщиной чувствительной области, достаточной для рентгеновской диагностики. Сотрудничеством российских институтов в течение нескольких лет, был разработан новый GaAs детекторный материал на базе, использования уникальной технологии легирования полуизолирующего арсенида галлия атомами хрома. Созданные на этом материале детекторные структуры резистивного типа имеют толщину чувствительной области около 1мм, что в полной мере удовлетворяет требованиям рентгеновской диагностики. Материал не имеет мировых аналогов.

### **Цель диссертационной работы:**

Целью работы являются разработка и исследование программно-аппаратных средств системы регистрации и обработки данных рентгеновских изображений на основе линейки арсенид галлиевых полупроводниковых детекторов резистивного типа. Исследование характеристик рентгеновского сканера, определение путей его совершенствования для задач цифровой рентгенографии.

Для достижения поставленной цели решались следующие задачи:

1. создание аппаратных и программных средств входного контроля основных элементов конструкции системы регистрации рентгеновского излучения с детекторами из арсенида галлия;
2. исследование оптимальных режимов работы линейки детекторов из арсенида галлия;
3. разработка и реализация программ управления элементами сканирующего устройства;
4. разработка алгоритмов обработки данных для выравнивания темновых токов и выравнивания чувствительности полупроводниковых детекторов к рентгеновскому излучению;
5. исследование предельных характеристик рентгеновского сканирующего устройства с детекторами из арсенида галлия.

**Автор защищает:**

1. Программно-аппаратные средства входного контроля качества модулей рентгеновского сканера с детекторами из арсенида галлия и промышленными интегральными схемами интегрирующего типа первичной обработки сигналов;
2. Оптимальные режимы работы сенсоров из арсенида галлия в составе линейки рентгеновского сканера;
3. Программные средства управления сканирующим устройством, первичной обработки данных, получения рентгенографических снимков;
4. Методы и алгоритмы выравнивания темновых токов детекторов и компенсации чувствительности для линеек падковых и полосковых GaAs детекторов резистивного типа;
5. Результаты испытаний линеек с использованием стандартных тест-объектов. Измерения таких параметров как: контрастная чувствительность, пространственное разрешение, динамический диапазон, функция передачи модуляции.

**Научная новизна и практическая ценность.**

Научная новизна состоит в том, что разработаны программно-аппаратные средства системы регистрации и обработки данных рентгеновских изображений на основе линейки полупроводниковых детекторов из арсенида галлия резистивного типа, изучены характеристики рентгеновских сканирующих устройств с детекторами из арсенида галлия (контрастная чувствительность, пространственное разрешение, динамический диапазон). Впервые измерена функция передачи модуляции для линейки арсенид галлиевых детекторов резистивного типа. Показано, что рентгеновские сканирующие устройства с детекторами из арсенида галлия могут быть использованы для создания рентгенографических систем.

Практическая значимость выполненной работы состоит в том, что завершён этап разработки лабораторных образцов рентгенографических систем прямого преобразования энергии рентгеновского излучения в электрический сигнал сканирующего типа с использованием твердотельных полупроводниковых детекторов из арсенида галлия. Завершённый этап позволяет приступить к конструированию и изготовлению промышленных образцов аппаратов для проведения технических испытаний и подготовки производства линеек детекторов.

### **Личный вклад автора.**

Личный вклад автора состоит в создании лабораторных образцов рентгенографических систем, выборе методик экспериментов, создании программно-математического обеспечения, проведении исследований, анализе их результатов и подготовке публикаций. Все представленные в диссертации результаты получены автором лично. Автором самостоятельно выдвинуты все защищаемые научные положения. Вклад соавторов в основные публикации не превышал 40% от общего объема работы.

### **Апробация результатов.**

Результаты работы докладывались и обсуждались на: Двенадцатом ежегодном семинаре «Спектрометрический анализ. Аппаратура и обработка данных на ПЭВМ», ноябрь 2005г., г. Обнинск, РФ; The 10-th International Conference on Instrumentation for Colliding Beam Physics, Novosibirsk, Russia, February 2006; 4-th International Conference on imaging techniques in Subatomic Physics, Astrophysics, Medicine, Biology and Industry, Stockholm, Sweden. 2010; International Workshop GaAs:Cr X-Ray Sensors and Their Applications, 21-23 February 2017, Tomsk, Russia

Результаты, вошедшие в диссертацию, опубликованы в 9 работах (из которых 5 - в журналах, включённых в список ВАК).

Диссертация состоит из четырёх глав, введения и заключения. Объём работы составляет 155 страниц машинописного текста, 84 рисунка, 15 таблиц и 87 ссылок на литературные источники.

### **Основное содержание работы.**

**В первой главе** описано современные направления развития детекторов рентгеновского излучения для цифровых систем рентгенодиагностики как для медицинских, так и промышленных задач. Описаны две группы детекторов: прямого и непрямого преобразования рентгеновского излучения в электронный сигнал.

По данным международных конференций и семинаров тенденция развития детекторов рентгеновского и гамма излучения, работающих при комнатной температуре, смещается в сторону полупроводниковых детекторов прямого преобразования рентгеновского излучения в электрический сигнал. Однако возможность широкого использования подобного рода материалов и систем на их основе определяется состоянием технологии, отработанностью процесса производства полупроводниковых пластин материала детекторов, характеристиками системы сбора данных и ее параметрами. Характеристики детекторов в первую очередь определяются выбором материала и конструкцией полупроводникового детектора. Задание характеристик идеального материала детектора позволяют сконцентрировать внимание разработчиков либо на улучшении характеристик уже существующих материалов, либо на поиске более современных. В идеале полупроводник, планируемый для использования в качестве детектора для регистрации рентгеновского излучения должен удовлетворять параметрам, перечисленным в [1].

Полуизолирующий арсенид галлия, на котором уже более 20 лет ведутся работы по созданию детекторов ионизирующих излучений, является перспективным материалом, способным работать при комнатных температурах и обладающим на порядок большими значениями коэффициентов поглощения рентгеновского излучения, чем кремний. Главной проблемой при разработке детекторов на арсениде галлия является невозможность создания детекторного материала с низким содержанием примесей. Традиционно детекторы

строятся на компенсированном глубокими EL2-центрами материале (LEC SI-GaAs), который характеризуется малыми временами жизни электронов, связанными с захватом на глубокие EL2+ ловушки электронов. Это в конечном итоге, приводит к появлению повышенных темновых токов в активной области, неоднородному распределению электрического поля, пробойным явлениям, резко ограничивающим эффективную толщину детектора. Прогресс за последние пятнадцать лет в создании детекторного материала связан с работами томской научной школы. Был создан компенсированный хромом полуизолирующий арсенид галлия (SI-GaAs:Cr) с высоким временем жизни электронов, в котором отсутствуют вышеперечисленные недостатки LEC SI-GaAs структур.

Разработанные к настоящему времени системы рентгеновской визуализации на детекторах из арсенида галлия используют как двумерные матрицы чувствительных элементов, так и одномерные массивы в виде линеек детекторов. Матрицы детекторов используют для формирования изображений специализированные микросхемы ASIC, например: Medipix/Timerix разработки CERN, PIXIRAD разработки INFN.

Линейки детекторов также опираются на ASIC, но конкретная реализация зависит от задач и возможностей изготовителя. Подобные разработки выполнены несколькими группами исследователей из Словакии (Словацкий Государственный Университет и Институт Электротехники) [2] и России (ТГУ СФТИ, ИРЭ РАН) [3-4]. При этом размер получаемых изображений с данных систем не превышает пятнадцати сантиметров по ширине, что ограничивает возможный спектр применения.

Во **второй главе** описывается устройство системы регистрации с использованием падовых и полосковых детекторов и аналоговых интегрирующих микросхем с цифровой компенсацией входного тока, разработки РТК «Импекс» [5], которые объединены на керамической плате в детектирующий модуль. Каждый модуль содержит 128 чувствительных элементов из арсенида галлия резистивного типа, легированного хромом с питчем в 200 мкм. Толщина падовых детекторов 680-700 мкм, полосковые детекторы имеют длину 4 мм. На Рисунке 1 представлены фотографии падовых и полосковых модулей с разваренной микросхемой интегрирования и принцип их засветкой рентгеновским излучением.

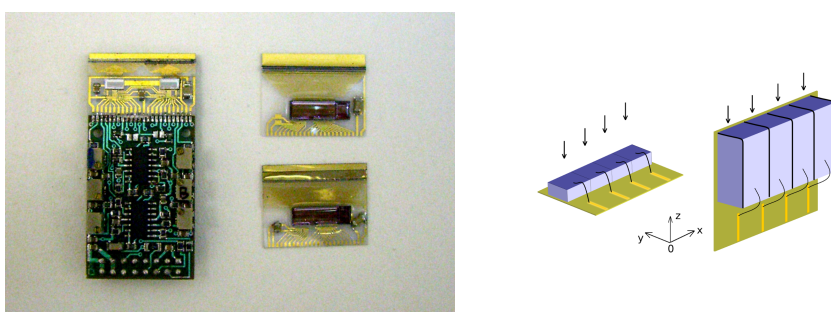


Рис. 1. Детектирующие модули и их схема облучения

Разработка сканирующих аппаратов с использованием детекторов прямого преобразования для формирования изображений от рентгеновских источников промышленного или медицинского назначения связана с решением ряда технологических задач. К этим задачам относятся: подбор и отбраковка детекторов и разработка конструкции линейки детекторов, выбор электроники первичной обработки сигналов с детекторов, разработка системы перемещения линейки детекторов и излучателя, программное обеспечение для управления компонентами

рентгенографического аппарата, формирование изображения и его предварительная обработка. С подобными задачами сталкивались все производители рентгеновских систем с полупроводниковыми детекторами сканирующего типа. В России сканирующими системами детектирования рентгеновских изображений, где в качестве чувствительных элементов используются линейные массивы кремниевых фотодиодов, занимаются такие компании и производители как: ООО «МЕДТЕХ», ОАО НПП «ВОСТОК», ЗАО «Рентгенпром». Многие элементы управления, используемые в сканерах ООО «МЕДТЕХ», были первоначально использованы для систем атомно-эмиссионной спектроскопии.

В виду отсутствия наработок по входному контролю чувствительных элементов из арсенида галлия на первом этапе все модули проходят:

- проверку на работоспособность микросхемы интегрирования после ультразвуковой разварки на сторону подключения платы сбора данных;
- проверку контактов чувствительных элементов к интегрирующей микросхеме;
- проверку чувствительности к рентгеновскому излучению.

Линейка детекторов формируется из набора детектирующих модулей соединяющихся последовательно встык на печатной плате сбора данные, на которой также распаяны элементы формирования итогового последовательного сигнала, т. к. данная разработка использует только один АЦП. Оцифрованные амплитуды сигналов записываются в ОЗУ расположенной на печатной плате оцифровки и управления. На Рисунке 2 показана блок-схема основных элементов линейки детекторов. Для формирования данных изображения с отдельных модулей на данном этапе разработки используется разделение на две печатные платы: первая осуществляет интегрирование и объединение данных с модулей в суммарный сигнал, вторая плата выполняет оцифровку суммарного сигнала, контроль и управление основными подсистемами линейки детекторов. Печатная плата интегрирования с установленными модулями детекторов монтируется на радиаторе с системой охлаждения детекторов, радиатор крепится на подвижной каретке, установленной на параллельных направляющих. Плата управления и оцифровки соединяется с платой интегрирования через два гибких шлейфа: первый для питания элементов Пельтье системы охлаждения, второй для передачи данных и управляющих сигналов. Элементы систем управления, реализованные на плате управления и оцифровки, включают в себя: систему термостабилизации и охлаждения (полупроводниковое термосопротивление и элементы Пельтье), систему перемещения каретки (управление шаговыми двигателями), систему оцифровки и хранения данных изображения.



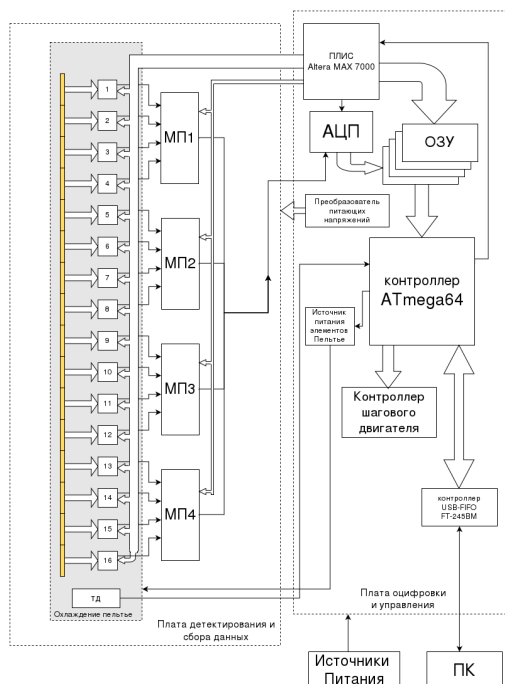


Рис. 2. Блок-схема основных элементов линейки детекторов

Также на плате оцифровки и управления расположены ПЛИС Altera, контроллер Atmega64 и преобразователь USB-FIFO FT245BM через которые осуществляется основное управление системой с ПК. Для получения данных с линейки детекторов и формирования итогового изображения необходимо управлять следующими элементами:

- системой перемещения линейки детекторов;
- системой термостабилизации для поддержания постоянной температуры детекторов;
- системой оцифровки и сбора данных с линейки детекторов, для формирования сырого рентгеновского снимка.

Помимо выше перечисленных систем, имеется ещё система, которая выполняет запись цифровых данных непосредственно в интегрирующие микросхемы линейки для компенсации темновых токов детектирующих элементов и приведения начального сигнала всех детекторов к одной величине.

**Система перемещения** использует шаговый двигатель для перемещения линейки на всю длину ~ 30 см. Скорость перемещения может изменяться программно от 3 до 5 секунд. Управление шаговым двигателем осуществляется через микросхему STMicroelectronics L297D. Для формирования равномерной засветки всей площади поверхности сканера с линейкой из палочковых детекторов использовалось специальное крепление рентгеновской трубки

**Система термостабилизации** реализована с использованием одного полупроводникового терморезистора в качестве датчика температуры откалиброванным при помощи терморезистора PT100, встроенного в контроллер ATmega64 10-разрядного АЦП для определения текущей температуры (падения напряжения на терморезисторе) и 8-разрядного цифрового потенциометра изменяющего напряжение на элементах Пельтье в зависимости от требуемого уровня температуры.

Напряжение на входе АЦП рассчитывается по формуле 1:

$$U_{АЦП} = \frac{U_{Пит} R_{\partial am}}{R_{\partial am} + R_{опор}}, (1)$$

где  $U_{пит}=+5$  В,  $R_{опор}=470$  Ом.

В качестве примера на Рисунке 3. показан переход температуры линейки детекторов в комнатной температуры до температуры  $+12$  °С. Программный алгоритм регулирования температуры реализован с использованием метода Коэна-Куна.

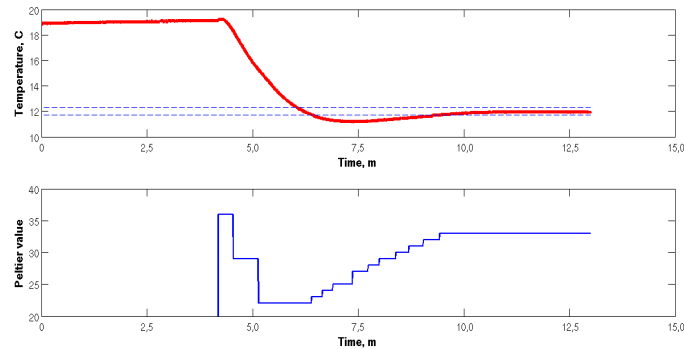


Рис. 3. Переход температуры линейки детекторов в комнатной температуры до температуры  $+12$  °С (нижний график — значение записываемое в цифровой резистор).

**Система сбора данных** записывает в ОЗУ сканера данные с линейки детекторов, сформированные платой сбора данных в виде последовательности в двух режимах: заполнение всей памяти в случае всего снимка и заполнение  $2^{17}$  байт для процедуры выравнивания амплитуд сигналов темновых токов чувствительных элементов. Система использует ПЛИС Altera MAX 7000, статическое ОЗУ 32 Мбайта для записи и считывания данных, 14-разрядный АЦП AD9240 для оцифровки входящих данных.

**Микропрограмма** контроллера АТМega64 использует внешние прерывания для получения данных от контроллера USB и выполняет получаемые команды от программы управления (Рисунок 4). Микропрограмма обрабатывает также внешние прерывания концевых переключателей положения детектирующей линейки в начальном и конечном положениях и обработку переполнения 16-разрядного таймера-счетчика для управления скоростью мотора. Для каждой полученной команды отправляется ответ для контроля безошибочной передачи. Основная задача данной программы — выполнение низкоуровневых операций без каких-либо высокоуровневых алгоритмов с подсистемами сканера. При получении внешнего прерывания от контроллера USB происходит:

1. считывание заголовка и контрольной суммы заголовка команды;
2. проверка контрольной суммы;
3. считывание данных команды;
4. передача управления основному циклу микропрограммы;
5. исполнение команды;
6. отсылка ответа программе управления.

Частота тактового сигнала, используемая для формирования строки данных с линейки детекторов, одновременно с этим задаёт время интегрирования тока каждого чувствительного элемента по формуле 2.

$$t_{инт} = \frac{4 \cdot N \cdot M}{f_{clk}}, (2)$$

где  $t_{\text{инт}}$  — время интегрирования строки, с;  $N$  — число модулей на линейке детектирования;  $M$  — число каналов на одном модуле;  $f_{\text{clk}}$  — тактовая частота генератора, Гц.

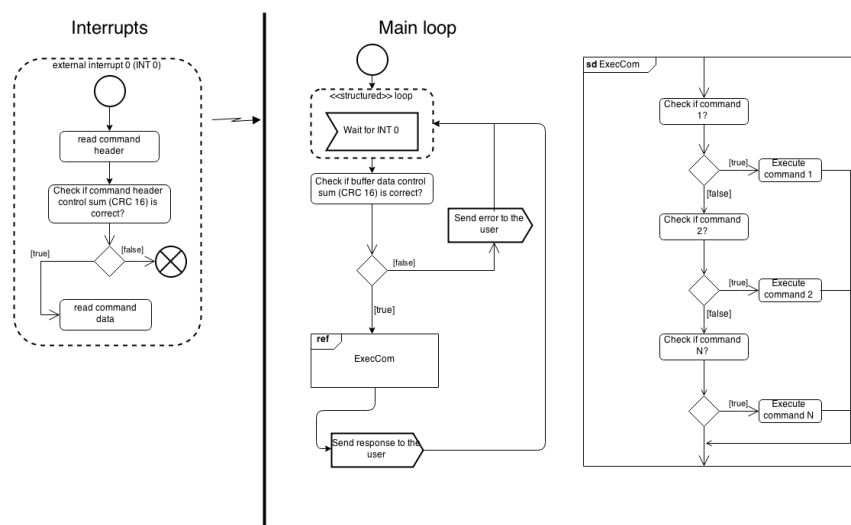


Рис. 4. UML-диаграмма последовательности получения и выполнения команды от ПК микропрограммой контроллера.

Тактовая частота генератора, отвечающая за время формирования строки данных со всей линейки детекторов из 16 модулей, составляет 19 МГц (приблизительно 1.18 МГц на каждую микросхему интегрирования). Данная частота рассчитана таким образом, чтобы заполнять всю память системы сбора данных за 4 секунды — время экспозиции рентгеновского излучателя.

**Программа управления на ПК** выполняет всю логику процессов, ответственных за получение рентгеновского изображения. Для этого необходимо осуществлять передачу команд с определенными параметрами в микропрограмму контроллера для их последующего исполнения. Для каждой из вышеописанных подсистем реализованы определенные команды для записи в устройство контроллера. Их можно разделить в зависимости от подсистемы:

- Термостабилизация — считывание отсчета АЦП термодатчика и преобразование этого значения в температуру, запись значения в цифровой потенциометр для изменения напряжения на элементах Пельтье.
- Система перемещения — запись параметров к контроллер шагового двигателя, запуск двигателя, остановка двигателя.
- Система сбора данных — запись цифровых значений в микросхему детектирующей сборки, запуск системы сбора данных, считывание данных из памяти, выбор номинала интегрирующей емкости.

Для выполнения операций со сканером и его подсистемами используются программные нити (threads), а для синхронизации мьютексы и переменные состояний (mutex, condition variables). При включении сканера запускается и постоянно работает нить с алгоритмом термостабилизации, а при выполнении действий с линейкой детекторов, происходит переключение с одной нити на другую.

Программа управления реализована на языке программирования C++ для операционной системы GNU/Linux и использует ряд библиотек и средств разработки:

- Glibmm / Gtkmm — набор библиотек графического интерфейса GTK+;
- DCMTK — набор библиотек стандарта DICOM-3.0;
- ImageMagick — набор библиотек для формирования и обработки цифровых изображений;
- CCMath / GSL — библиотеки математических функций;
- boost — шаблоны классов и умные указатели.

В заключении отметим, что программа управления реализовывалась для управления тестовыми линейками, на которых отрабатывались основные технологические приёмы. В итоге стандартное время набора данных составляет 3,5 — 4 секунды, время передачи данных в ПК составляет 45 секунд при использовании шины USB1.1. После получения исходных данных изображения программа управления запускает процедуру первичной обработки данных.

В **третьей главе** описываются два основных алгоритма обработки амплитуд сигналов детектирующей линейки. Первый алгоритм осуществляет компенсацию темновых токов детекторов, т. е. приводит амплитуду выходного сигнала с линейки детекторов к одному уровню. Второй алгоритм компенсирует различную чувствительность детектирующих элементов модулей при их облучении рентгеновским излучением.

#### **Компенсация темновых токов**

В микросхеме интегрирования входной ток каждого канала формируется по формуле 3

$$I_{\text{вх}} = I_{\text{дет}} + I_1 - k \cdot I_2, \quad (3)$$

где  $I_{\text{дет}}$  — ток чувствительного элемента;  $I_1$  — ток среднего уровня сигнала;  $I_2$  — ток компенсации;  $k$  — 8-разрядный коэффициент компенсации (выравнивания) тока детектора, записываемый в цифровую часть микросхемы. Параметры  $I_1$  и  $I_2$  для каждой микросхемы определяются и фиксируются при входном контроле, а ток чувствительного элемента различен в силу технологической невозможности изготовить все 128 элементов одного модуля одинаковыми. В итоге амплитуда сигнала в счетах АЦП для каждого чувствительного элемента может быть выражена в зависимости от коэффициента компенсации как передаточная характеристика, изображенная на Рисунке 5.

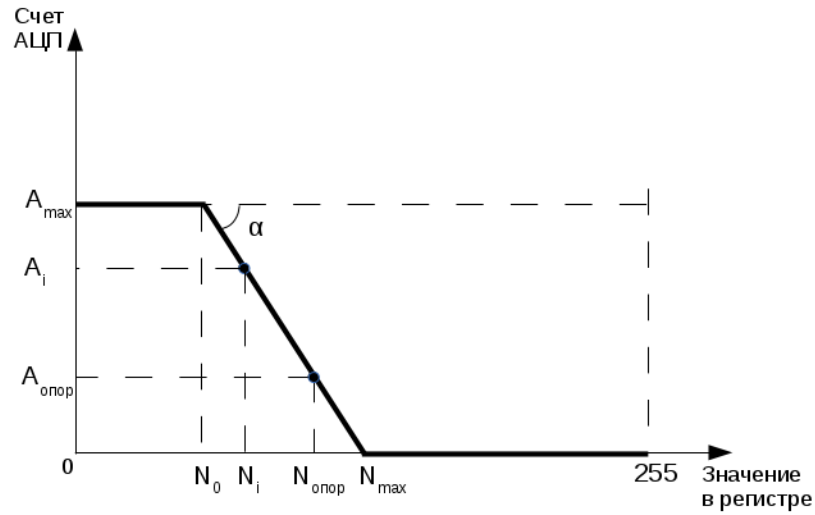


Рис. 5. Амплитуда сигнала чувствительного элемента в зависимости от значения коэффициента компенсации темнового тока

Выходной сигнал детектирующего модуля в зависимости от значений коэффициентов, записываемых в регистр микросхемы интегрирования можно разбить на три условных диапазона по формуле 4:

$$A_{\text{вых}} = \begin{cases} A_{\text{max}} & , N \in [0, N_0] \\ A_{\text{max}} - N \cdot \tan(\alpha) & , N \in (N_0, N_{\text{max}}) \\ 0 & , N \in [N_{\text{max}}, 255] \end{cases} \quad (4)$$

- 1-й - от 0 до  $N_0$  выходной сигнал будет иметь максимальную амплитуду (амплитуду насыщения) при которой запись значений коэффициентов выравнивания темновых токов не приводит к изменению выходного сигнала;
- 2-й - от  $N_0$  до  $N_{\text{max}}$  выходной сигнал имеет линейную зависимость, это диапазон рабочего режима детектирующего модуля;
- 3-й - от  $N_{\text{max}}$  до 255 выходной сигнал имеет минимальную амплитуду (амплитуду отсечки) при которой запись значений коэффициентов выравнивания темновых токов не приводит к изменению выходного сигнала.

Естественно наибольшую проблему представляют диапазоны 1 и 3, при которых выходной сигнал уже не управляем и для установки сигнала в начальную позицию  $A_{\text{опор}}$  возможна ситуация при которой  $N_{\text{опор}+1}$  будет находиться в диапазоне 3, и минимальные изменения сигнала при рентгеновском облучении не будут фиксироваться электроникой считывания из-за наличия отсечки.

При программном выравнивании для расчета по формуле 5

$$i = \arg \min_j |A_{\text{опор}} - A_j| \quad (j=0,1,2, \dots, 255) \quad (5)$$

где

$$\arg \min_x f(x) = \{x | f(x) = \min_{x'} f(x')\}$$

$$\min_x f(x) = \{f(x) | f(x) < f(x_0) \forall x_0 \in R\}$$

могут использоваться несколько способов, но для простоты реализации и гарантии отсутствия сбоев при вычислениях, задействован перебор циклом значений от 0 до 255 с различным шагом. Расчет коэффициента выравнивания для одного канала возможен также путём вычисления линейной зависимости для двух точек. Однако, при малой разнице  $N_{\max} - N_0$ , возможен такой случай при котором две точки будут находиться на участках  $(0 \dots N_0)$  и  $(N_{\max} \dots 255)$ , и коэффициент опорного значения при этом будет рассчитан неправильно.

На Рисунке 6 представлен разброс амплитуд с одного модуля при различном количестве шагов после установки амплитуды компенсации  $A_{\text{опор}} = 3000$ . Минимальный разброс наблюдается при максимальном количестве шагов.

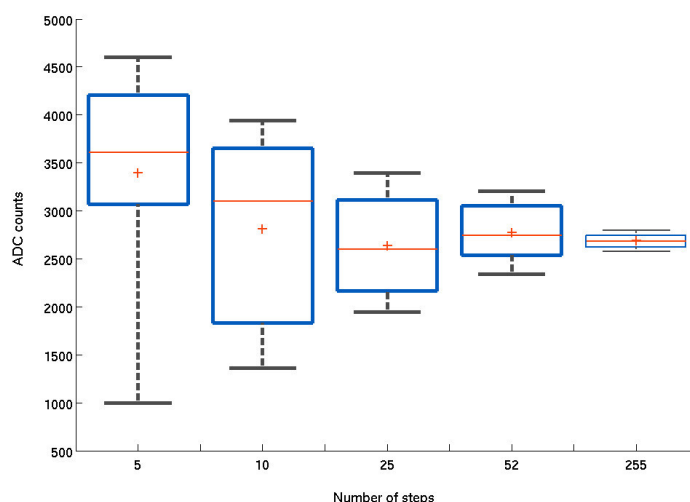


Рис. 6. Разброс амплитуд чувствительных элементов одного модуля после компенсации темновых токов с различным шагом

В идеальном случае процедуру компенсации токов достаточно проводить один раз, при подаче питания на линейку детекторов, но на этапе отладки и лабораторных испытаний данная процедура может проводиться в любой момент.

### **Выравнивание чувствительности**

Для микросхем разработки РТК «Импекс» аппаратно не предусмотрена компенсация разной чувствительности детектирующих элементов и переданные из памяти данные изображения необходимо подвергнуть программной процедуре выравнивания чувствительности детектирующих элементов. Изготовители рентгенографических систем не публикуют алгоритмы обработки исходных данных, которые являются для них KNOW-HOW. В данной работе используется калибровочный объект для расчета передаточной характеристики, которая обеспечивает связь амплитуды детектора в зависимости от интенсивности сигнала.

Во многом алгоритм выравнивания чувствительности совпадает по своему принципу с алгоритмом компенсации темновых токов детекторов. При сканировании калибровочного объекта происходит набор первичный данных отклика детекторов при определенном уровне интенсивности рентгеновского излучения. Для правильной калибровки необходимо обеспечить равномерную засветку калибровочного объекта по всей площади поверхности. В случае невозможности обеспечить равномерную засветку возникают артефакты при значительных перепадах

интенсивности потока излучения, вызванных либо частичной засветкой линейки детекторов, либо резким перепадом толщин исследуемого объекта.

Основой алгоритма выравнивания являются матрица  $C_{ij}$ , каждый столбец которой содержит набор отсчетов АЦП для каждого чувствительного элемента линейки детекторов при сканировании калибровочного объекта, количество строк матрицы определяется числом участков на калибровочном объекте. Каждой строке матрицы  $C_{ij}$  ставится в соответствие число. Эти числа формируют вектор-столбец  $Z_i$  — содержащий значения, на которые нормируются величины амплитуд сигналов на изображении, которое необходимо откалибровать.

Для примера пусть матрица  $A_{ij}$  — матрица счетов АЦП сканированного объекта для калибровки,

$$C = \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & \dots & C_{1n} \\ C_{21} & C_{22} & \dots & C_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ C_{m1} & C_{m2} & \dots & C_{mn} \end{pmatrix}, \quad Z = \begin{pmatrix} Z_1 \\ Z_2 \\ \vdots \\ Z_m \end{pmatrix}, \quad 1 \leq i \leq m, \quad (6)$$

где индексы элементов  $A_{ij}$  ( $1 \leq i \leq k$ ,  $1 \leq j \leq n$ ),  $C_{ij}$  ( $1 \leq i \leq m$ ,  $1 \leq j \leq n$ ),  $Z_i$  ( $1 \leq i \leq m$ ), т.е. количество столбцов для матриц  $A$  и  $C$  одинаковое;  $n$  — количество чувствительных элементов;  $m$  — количество участков калибровочного объекта с разной толщиной;  $k$  — количество строк исходного изображения для калибровки.

Обычно значения  $Z_i$  выбираются равными средним значениям сигнала  $C_{ij}$  в строке  $i$ , т.е.  $Z_i = \frac{\sum_{j=1}^n C_{ij}}{n}$ ,

также значениям  $Z_i$  можно присвоить величину, пропорциональную толщине калибровочного объекта  $d$ , в котором зафиксирована текущее значение интенсивности сигнала излучения  $C_{ij}$ .

Пусть  $C$  калибровочная матрица, а  $C_{ij}$  — ее элементы равные отсчетам АЦП ( $1 \leq i \leq m$ ,  $1 \leq j \leq n$ ), в данном случае  $m = 6$ ,  $n$  — число микрополосковых детекторов.

Рассчитаем матрицу  $C'$  поправочных коэффициентов.

$$C' = \begin{pmatrix} \frac{Z_1}{C_{11}} & \frac{Z_1}{C_{12}} & \dots & \frac{Z_1}{C_{1n}} \\ \frac{Z_2}{C_{21}} & \frac{Z_2}{C_{22}} & \dots & \frac{Z_2}{C_{2n}} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \frac{Z_m}{C_{m1}} & \frac{Z_m}{C_{m2}} & \dots & \frac{Z_m}{C_{mn}} \end{pmatrix}, \quad (7)$$

Каждому элементу матрицы  $A$  поставим в соответствие вектор-столбец  $Y$ .

$$Y = \begin{pmatrix} |A_{ij} - C_{1j}| \\ |A_{ij} - C_{2j}| \\ \vdots \\ |A_{ij} - C_{mj}| \end{pmatrix}, \quad \text{или} \quad Y = \begin{pmatrix} \sqrt{(A_{ij} - C_{1j})^2} \\ \sqrt{(A_{ij} - C_{2j})^2} \\ \vdots \\ \sqrt{(A_{ij} - C_{mj})^2} \end{pmatrix}, \quad (8)$$

Для каждого вектор-столбца  $Y$  найдем число  $q$  ( $1 \leq q \leq m$ ), которое удовлетворяет условию  $q = \arg \min_i Y_i$ , т.е. индекс минимального элемента вектор-столбца  $Y$ . Тогда, результат выравнивания — матрица  $A'$  будет иметь следующий вид

$$A' = \begin{pmatrix} A_{11} \times C'_{q1} & A_{12} \times C'_{q2} & \dots & A_{1n} \times C'_{qn} \\ A_{21} \times C'_{q1} & A_{22} \times C'_{q2} & \dots & A_{2n} \times C'_{qn} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ A_{k1} \times C'_{q1} & A_{k2} \times C'_{q2} & \dots & A_{kn} \times C'_{qn} \end{pmatrix}, \quad (9)$$

Пример выравнивания чувствительности данных изображения представлен на Рисунке 7. Данные сформированы с 16 модулей, ширина снимка 40 см.

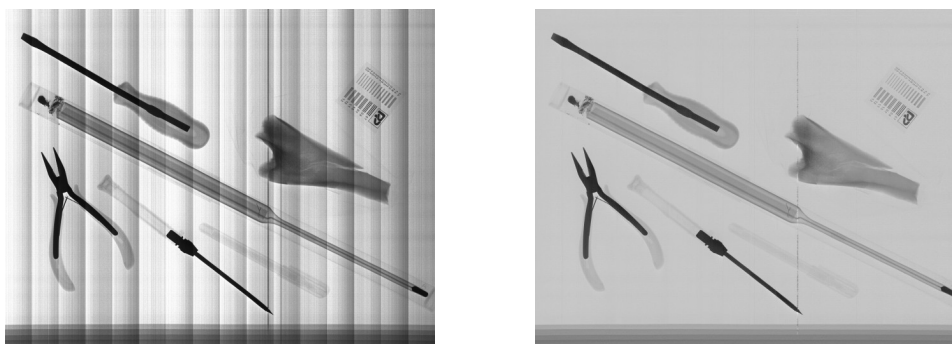


Рис. 7. Изображение до и после выравнивания чувствительности.

Данный алгоритм не исправляет дефекты и артефакты исходных данных. Наличие артефактов в данных из-за сбоев электроники модулей и их временной деградации приводит к дополнительным искажениям на итоговом изображении. Выравненное изображение формируется из исходных данных за время порядка 5-20 секунд в зависимости от типа ПК.

В **четвертой главе** приводятся результаты испытаний двух лабораторных тестовых линеек детекторов. В качестве источника рентгеновского излучения в этих испытаниях использовался - с линейкой падовых детекторов переносной рентгеновский аппарат РАПАН-70М разработки ВНИИА им. Духова, а с линейкой полосковых детекторов - корейский аппарат DONGMUN DIG-360.

Для определения характеристик рентгенографической установки, в соответствии с нормативными документами (ГОСТ, СП, ИЕС), выполнение тестовых измерений, требуется соблюдение определенного ряда условий, оговоренных в этой нормативной документации, таких, как: диапазон анодных напряжений, время экспозиции, уровень анодного тока, фокусное расстояние и т. д. Как для установки с падовыми детекторами, так и для установки с полосковыми детекторами испытания проводились в соответствии со Стандартом 01-22-06 ВНИИИМТ Минздрава России - «Приёмники рентгеновского изображения рентгеновских диагностических аппаратов с цифровой регистрацией изображений. Номенклатура параметров и характеристик качества изображения, методы и средства их определения». Для установки с полосковыми детекторами производилась оценка качества изображений цифрового детектора (функции передачи модуляции (MTF) и спектра мощности



шума (NPS)), с использованием международной методики IEC 62220-1:2003 (и ее дословным переводом в виде ГОСТ Р МЭК 62220-1-2015).

Измерение пространственного разрешения производится с использованием тест-объекта МР-1 (миры), производства ОАО «АМИКО рентгентехника». Данный тест объект подвергается облучению без фильтра и через фильтр в 20 мм алюминия для выяснения максимального пространственного разрешения в разных положениях на поверхности детектора. Обычно тест-объект помещается к рядам детекторов под углами: 0°, 45°, 90° градусов. Пространственное разрешение ( $N=1/L$ ) определяется по визуальному разделению изображения трёх черт миры, с минимальными расстоянием ( $L$ ) между ними.

Измерение контрастной чувствительности выполняется по изображению тест-объекта, через фильтр в 20 мм алюминия и представляет собой измерения неоднородностей на фоне фильтра. Для испытаний был использован тест-объект ТКЧ-03К, производства ОАО «АМИКО рентгентехника». Тест-объект ТКЧ-03К имеет пять участков (тестовых кругов) с контрастом 3%, 2%, 1,5%, 1% и 0,5% при просвечивании через фильтр в 20 мм алюминия.

Измерения динамического диапазона производились с использованием тест-объект КДД-01, производства ОАО «АМИКО рентгентехника». При экспозиции напряжением 70 кВ ± 10 кВ, динамический диапазон для элементов тест-объекта составляет 1 в центре, 50, 100, 200 и 300 по краям. Тест-объект КДД-1 для определения динамического диапазона, состоит из квадратных участков контрастностью 5 % на медных подложках различной толщины. Центральный элемент подложки не имеет.

Измерения функции передачи модуляции (MTF), или частотно-контрастной характеристики, производились через фильтр 20 мм алюминия. Для определения функции передачи модуляции использовался тест-объект типа острый край (Рисунок 8).

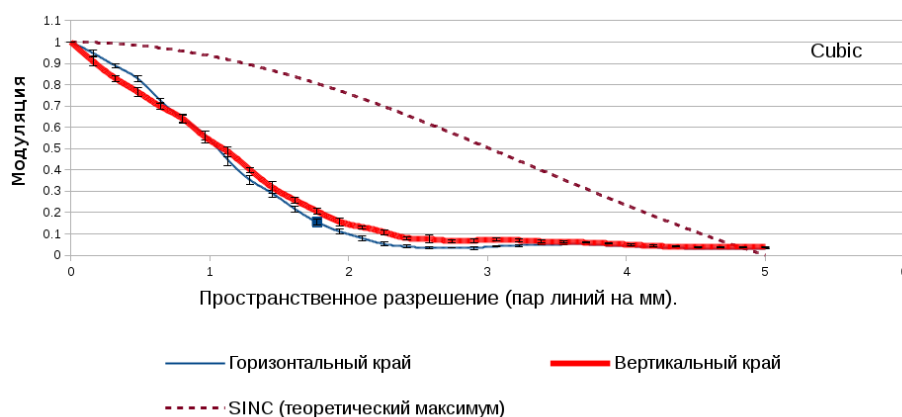


Рис. 8. Функция передачи модуляции.

Измерения спектра мощности шума (NSP), производились при равномерной засветке линейки детектора через фильтр 20 мм алюминия.

#### **Результаты измерений, полученные с линейкой падовых и полосковых детекторов**

Размер рабочего поля определялся по изображению тест-объекта ТРП-1 производства ОАО «АМИКО рентгентехника», который располагался на входной плоскости приёмника излучения – на планшете сканера. С

использованием центратора аппарата (лазерной указки) центр тест–объекта совмещался с центром рабочего поля и ориентировался по сторонам разметки рабочего поля на планшете сканера, имеющего прямоугольную форму. Размер рабочего поля был измерен для трёх расстояний от фокусного пятна трубки до входной плоскости приёмника (Н): 0.32 м, 0.65 м, 1.0 м. Измерения рабочего поля выполнялись при следующих параметрах рентгеновского излучателя РАПАН-70М: напряжение 70 кВ, анодный ток 7 мА, номинал интегрирующей емкости — 2,5 пФ, время экспозиции 3 с. Напряжение на детекторе -200 В.

мА · с.

Размер рабочего поля определялся по контрастным масштабным меткам, расположенным на тест – объекте, с шагом 10мм. Размер рабочего поля при фокусном расстоянии 0.32 м – 120 x 120 мм<sup>2</sup>, при фокусном расстоянии 0.65 м – 220 x 220 мм<sup>2</sup>, при фокусном расстоянии 1.0 м – 340 x 260мм<sup>2</sup>.

Пространственное разрешение определялось по изображению тест – объекта (набор свинцовых штриховых мир) МР-1, расположенного на входной плоскости приёмника излучения - на планшете сканера.

Измерения проводились при следующих режимах рентгеновского аппарата: анодное напряжение – минимально возможное 50 кВ; количество электричества 21 мА · с (на всё рабочее поле сканера). Расстояние от фокусного пятна трубки до входной плоскости приёмника 1м. Алюминиевая крышка планшеты – сканера толщиной ~2мм не убиралась.

Мира устанавливалась по центру поля: вертикально, горизонтально. Пространственное разрешение составило: 0.9-2.0 пар линий на мм в зависимости от ориентации шаблона относительно детекторов.

Измерения контрастной чувствительности линейки падовых детекторов были выполнены с использованием тест – объекта ТЧК-03К на установке с излучателем DONGMUN DIG-360. Контрастная чувствительность сканирующей линейки падовых детекторов при этом составляет 1,0-1,5%.

Измерения характеристик линейки полосковых детекторов производились по аналогичной схеме. Размер рабочего поля при фокусном расстоянии в 100 см составила 40x24 см<sup>3</sup>, при фокусном расстоянии в 80 см — 39x22 см<sup>3</sup>, при фокусном расстоянии в 50 см — 28x23 см<sup>3</sup>.

Пространственное разрешение сканера с линейкой полосковых GaAs детекторов не хуже 2.2-2.5 пар линий на мм, что соответствует физическому пределу разрешения чувствительных элементов линейки (питч п/п детекторов 200 микрон).

Данные контрастной чувствительности при анодном напряжении 70 кВ, токе 25 мА и времени экспозиции в 4 с. составляют 1.5-1.0 %.

Измерения функции передачи модуляции для сканера с линейкой полосковых GaAs детекторов были выполнены с использованием тест объекта типа острый край. Для расчета функции передачи модуляции использованы расширения SE\_MTF и COQ программы ImageJ. Уровень в 0.1 или 10 % модуляции соответствует пространственным частотам 2.0 — 2.5 пар линий на мм. Полученный результат согласуется с результатом пространственного разрешения, измеренным с использованием миры. Для линейки полосковых детекторов данные измерения спектра мощности шума показывают наличие пиков сигнала на частота 1.2-1.5 пар линий на мм, вызванных шумом определенных групп каналов на нескольких детектирующих модулях.

В результате проведения тестовых измерений линейек GaAs детекторов на лабораторных рентгенографических установках сканирующего типа с промышленными источниками рентгеновского излучения получены следующие основные результаты (Таблица 1).

Таблица 1.

Параметр	Линейка падовых детекторов с источником РАПАН-70М	Линейка полосковых детекторов с источником DIG-360
Пространственное разрешение [пар линий на мм]	0.9 -2.0	2.2 – 2.5
Контраст [%]	4-5	Менее 1
Динамический диапазон	Более 50 - менее 100	Более 100
Размер рабочего поля [см <sup>2</sup> ]	16x30	24x40
Параметр	Линейка падовых детекторов с источником РАПАН-70М	Линейка полосковых детекторов с источником DIG-360
Пространственная частота для MTF=0,1 [пар линий на мм]	-	2.2

Лучшие результаты были получены с линейкой полосковых детекторов и рентгеновским источником DONGMUN DIG-360.

Тестирование полосковых детекторов с 128-канальными интегрирующими микросхемами отечественной разработки показало, что пространственное разрешение как по данным миры, так и по данным измерения функции передачи модуляции соответствует теоретическим расчетам. Минимальный контраст с использованием при напряжении на источнике 70 кВ, и фильтра в 20 мм алюминия составляет не хуже 1.0 %. Динамический диапазон при напряжении в 90 кВ составляет более 100 единиц. Площадь рабочего поля, на расстоянии от фокуса 1м, ограничивается только геометрическими размерами линейки и длиной направляющих для перемещения линейки детекторов.

Радиационные измерения выполнялись с использованием устройства контроля радиационных и электрических характеристик рентгеновских аппаратов (УКРЭХ), производства «НПЦ Медицинской радиологии» для измерения мощности экспозиционной дозы на поверхности линейки детекторов. Относительная погрешность измерения прибора составляет в диапазоне от 6 до 200 Р/мин не более 20%. Устройство позволяет оценивать анодное напряжение [кВ], мощность экспозиционной дозы [Р/мин], время экспозиции [мс] и в ряде случаев поглощенную дозу за это время [мГр].

В соответствии со стандартом МУ 2.6.1.2944-11 и учетом коэффициентов преобразования дозы в эффективную дозу для обследования конечностей (таблица 1.7, коэффициент  $K_d = 0.1 \text{ мкЗв} / \text{сГр} \cdot \text{см}^2$ ) значения для линейек детекторов находятся диапазоне 10-60 мкЗв на снимок без использования фильтра в 20 мм алюминия. Приведенные выше данные измерений носят предварительный характер, т. к. излучение источников не было точно коллимировано в соответствии с размером чувствительного элемента линейки детекторов для минимизации рассеянного излучения, а относительная погрешность эффективной дозы составляет  $\pm 36\%$ .

Однако как для падовых, так и для полосковых детекторов сохраняется проблема надлежащей калибровки и выравнивания чувствительности для *полного* удаления различий как между данными одной чувствительной микросборки, так и для различных микросборок в линейке детекторе. Т.к. алгоритм компенсации чувствительности, предложенный в главе 3 данной работы, требует постоянного повторения данной процедуры для каждого снимка. Также алгоритм не удаляет артефакты, связанные с медленным изменением сигнала с детектирующих модулей.

Данные пространственного разрешения и измерения функции передачи модуляции показали, что даже со сглаживающим фильтром-сверткой при формировании итогового изображения, максимальное пространственное разрешение не ниже 2 пар линий на мм.

Данные контрастной чувствительности, измеренные по шаблону ТЧК-03К, для анодного напряжения на излучателе в 70 кВ показывают уровень контрастной чувствительности линейки полосковых GaAs детекторов менее 1.0 %.

Результаты проведённых исследований показывают возможность изготовления промышленных сканирующих рентгенографических аппаратов с линейками GaAs детекторов, обеспечивающих достаточно хорошие эксплуатационные характеристики.

## **Заключение, рекомендации и перспективы**

В результате выполненной работы были получены следующие результаты:

1. Разработана технология отбора микросхем интегрирования и детектирующих модулей, с детекторами из арсенида галлия (GaAs) прямого преобразования энергии рентгеновского излучения в электрический сигнал, перед монтажом на детектирующую линейку, которая включает проверку работоспособности микросхем без рентгеновского излучения (с измерением уровня темновых токов) и проверку чувствительности детектирующих модулей к рентгеновскому излучению.
2. Разработаны и реализованы программные процедуры компенсации темновых токов GaAs детекторов для приведения начального сигнала детекторов к одному уровню.
3. Разработана и реализована процедура стабилизации температуры GaAs детекторов в диапазоне температур от  $+5.0 \dots +12.0 \text{ }^\circ\text{C}$  с точностью  $\pm 0.5 \text{ }^\circ\text{C}$ .
4. Разработана процедура выравнивания чувствительности GaAs детекторов к рентгеновскому излучению с использованием калибровочных объектов типа клин и ступеньки.
5. Выполнены исследования основных характеристик (пространственное разрешение, порог контрастной чувствительности, динамический диапазон, функция передачи модуляции) линейек детекторов с падовыми и полосковыми чувствительными элементами из арсенида галлия в соответствии с государственным стандартом для медицинских цифровых приемников рентгеновских изображений. В результате наилучшие результаты получены для линейки детекторов с полосковыми элементами.

6. Результаты выполненных исследований характеристик лабораторных образцов сканеров с линейками детекторов из арсенида галлия позволяют приступить к разработке промышленных образцов аппаратов, необходимых для проведения технических испытаний, сертификации и организации промышленного производства.

#### Список цитируемой литературы

1. **Milbrath, B.D. Radiation detector materials: An overview** [Text] / B.D. Milbrath, A.J. Peurrung, M. Bliss, W.J. Weber. // Journal of Materials Research, – Oct 2008. – Vol. 23, № 10.
2. **Dubecký, F. Digital X-ray portable scanner based on monolithic semi-insulating GaAs detectors: General description and first “quantum” images** [Text] / F. Dubecký, A. Perd’ochová, P. Ščepko [et al.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, – 1 July 2005. – Vol. 546. Issues 1–2. – P. 118–124
3. **Dvoryankin, V.F. Photovoltaic GaAs Detectors for Digital X-Ray Imaging** [Text] / V.F. Dvoryankin, G.G. Dvoryankina, Yu.M. Dikaev [et al.] // Mammography - Recent Advances, Dr. Nachiko Uchiyama (Ed.). – 2012. ISBN: 978-953-51-0285-4. - URL: [DOI:10.5772/32431](https://doi.org/10.5772/32431)
4. **Синягина, М. А. Определение параметров детектора рентгеновского излучения GaAs-512-0.1** [Текст] / Синягина М. А. , Лукьяненко Е. В. , Стучебров С. Г. // Ядерно-физические технологии в клинической и экспериментальной медицине: состояние, проблемы, перспективы: материалы международной школы–конференции, Томск, 3-7 Июня 2013. – Томск: Копитал. – 2013. – С. 34-35.
5. **Бородин, Д.В. Многоканальная микросхема первичного преобразования сигнала с рентгеновских чувствительных элементов** [Текст] / Бородин Д.В., Осипов Ю.В., Шушкевич Н.А. [и др.] // Прикладная физика. – 2003. – № 1. – С. 154-156.

#### Список публикаций по теме диссертации

1. **Воробьев, А.П. Полковников, М.К. Матричный арсенид-галлиевый детектор 128x128 элементов для рентгенографии** [Текст] / А.П. Воробьев, С.Н. Головня, С.А. Горохов, М.К. Полковников [и др.] // Спектрометрический анализ. Аппаратура и обработка данных на ПЭВМ.: [сборник]. – Обнинск: – ноябрь 2005.
2. **Заявка №85284 Российская Федерация. Устройство мобильного цифрового малодозового рентгенографического аппарата** [Текст] / Е.Н. Ардашев, А.П. Воробьев, С.А. Горохов, П.П. Коробчук, М.К. Полковников; приоритет 22.01.2009.
3. **Воробьев, А.П. Полковников, М.К. Системы цифровой регистрации изображения для рентгеновских аппаратов сканирующего типа** [Текст] / А.П. Воробьев, С.А. Горохов, С.Н. Головня, М.К. Полковников [и др.] // Прикладная физика. – 2009. – №3. – С. 132–137.
4. **Polkovnikov, M.K. A portable X-ray apparatus with GaAs linear array** [Text] / E.N. Ardashev, S.A. Gorokhov, M.K. Polkovnikov [et al.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A. – 2011. – Vol. 648. – P. S8–S11
5. **Головня, С.Н. Полковников, М.К. Матричный арсенид-галлиевый детектор 128x128 элементов для рентгенографии** [Текст] / А.П. Воробьев, С.Н. Головня, С.А. Горохов, М.К. Полковников [и др.] // Медицинская Физика, – №5 (Вып. 46). – 2012. – С. 21-26.

6. **Ардашев, Е.Н. Полковников, М.К. Настройка и характеристики линейки GaAs детекторов рентгеновского сканера** [Текст] / Е.Н. Ардашев, А.П. Воробьёв, С.А. Горохов, М.К. Полковников [и др.] // Медицинская физика. – 2013. – №1 (Вып. 57). – С. 19-24
7. **Полковников, М.К. Система управления и обработки данных для линейки GaAs детекторов рентгеновского сканера** [Текст] / С.А. Горохов, М.К. Полковников // Медицинская техника. – 2013. – № 5. – С. 44-51.
8. **Zarubin, A.N. Polkovnikov, M.K. The resolution and energy spectrum dependence on contact area and on the electric distribution of GaAs radiation sensors** [Text] / A.N. Zarubin, A.D. Lozinskaya, M.K. Polkovnikov [et al.] // Известия высших учебных заведений, Физика. – 2013. – Т. 56, №10-3, – С. 217-220
9. **Polkovnikov, M.K. Dark current compensation and sensitivity adjustment on gallium arsenide linear array detector for x-ray imaging** [Text] / М.К. Polkovnikov // Journal of Biomedical Science and Engineering. - 2016. – Vol. 9, № 11. – P. 532-543 URL: <http://dx.doi.org/10.4236/jbise.2016.911047>