

**Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования «Национальный исследовательский ядерный
университет «МИФИ»**

На правах рукописи

Филиппов Дмитрий Евгеньевич

**Система детектирования рентгеновского излучения на
основе кремниевых фотоумножителей**

01.04.01 – Приборы и методы экспериментальной физики

АВТОРЕФЕРАТ

**диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук**

Автор:



Москва - 2020

Работа выполнена в федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Национальном исследовательском ядерном университете «МИФИ» (НИЯУ МИФИ).

Научный руководитель:

Попова Елена Викторовна

кандидат физико-математических наук, доцент ООП ИЯФИТ НИЯУ МИФИ, и.о. руководителя межкафедральной лаборатории №366 «Кремниевые Фотоумножители», г. Москва

Научный консультант:

Виноградов Сергей Леонидович

кандидат физико-математических наук, высококвалифицированный с.н.с. лаборатории терагерцовой спектроскопии твердого тела Физического института им. П.Н. Лебедева РАН, г. Москва

Официальные оппоненты:

Лубсандоржиев Баярто Константинович

доктор физико-математических наук, в.н.с. отдела экспериментальной физики лаборатории гамма-астрономии и реакторных нейтрино, ФГБУ Институт ядерных исследований РАН, г. Москва

Поросев Вячеслав Викторович

кандидат физико-математических наук, с.н.с, сектор 3-13, Института ядерной физики им. Г.И. Будкера СО РАН, г. Новосибирск

Ведущая организация:

ООО «Научно-производственное предприятие «Доза»

Защита состоится 14 декабря 2020 г. в 12 час. 00 мин. на заседании диссертационного совета Д 002.023.04 при Федеральном государственном бюджетном учреждении науки «Физический институт им. П.Н. Лебедева Российской Академии наук» по адресу: 119991 г. Москва, Ленинский проспект, д. 53.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Федерального государственного бюджетного учреждения науки «Физический институт им. П.Н. Лебедева Российской Академии наук» и на сайте <https://www.lebedev.ru/ru/>.

Автореферат разослан 20 октября 2020 г.

Телефон для справок: +7 (499) 132-65-54.

Ученый секретарь диссертационного совета

Д 002.023.04, д.ф.-м.н.

Баранов Сергей Павлович

Общая характеристика работы

Актуальность исследования

Проекционные (трансмиссионные) рентгеновские системы персонального досмотра человека применяются для контроля запрещенных к транспортировке предметов в течении последних 25 лет. В настоящее время наиболее совершенными являются системы персонального досмотра, основанные на использовании в качестве детектора рентгеновского излучения линейки фотодиодов, оптически состыкованных со сцинтилляционными кристаллами CsI(Tl). При сканировании человека осуществляется интегрирование тока, возникающего в каждом фотодиоде под воздействием рентгеновского излучения, в течение определенного промежутка времени (несколько мс), которое соответствует шагу сканирования (единицы мм). Такие установки в настоящее время достигли своего предела по уровню дозовой нагрузки на человека за одно сканирование, равной 0.25-0.3 мкЗв [5-6].

Однако, в современном мире в связи с резко возросшей угрозой террористического и экстремистского характера возникло требование к существенному повышению массовости проводимого контроля. Поэтому крайне актуальной является разработка систем проекционного рентгеновского досмотра, позволяющих уменьшить получаемую в ходе сканирования дозу до уровня, определяемого не техническими характеристиками детектирующей части установок (током утечки фотодиодов, шумами электроники и послесвечением сцинтиллятора), а физическим пределом, связанным с вероятностной природой регистрируемого излучения, прошедшего исследуемый объект.

Наиболее перспективным шагом в развитии детектирующей части рентгеновских установок, позволяющим достичь физического предела, является переход от токового интегрального метода к методу счета отдельных рентгеновских квантов с одновременным получением информации об энергии каждого зарегистрированного кванта. Использование такого метода позволяет существенно улучшить параметры досмотровых систем, то есть, достигнуть предельной минимальной дозы с сохранением качества получаемого изображения или, при сохранении дозы, повысить качество получаемого изображения.

Для решения проблемы создания такой установки в диссертации расчётным образом обоснован, разработан и экспериментально исследован детектирующий модуль на основе новых тяжёлых неорганических сцинтилляторов GAGG ($Gd_3Al_2Ga_3O_{12}:Ce$, $\rho = 6.63 \text{ г/см}^3$), обладающих временем высвечивания 88 нс (быстрая компонента, 91%) и не имеющих собственного радиоактивного фона, и твердотельных фотодетекторов нового типа с высоким внутренним усилением – кремниевых фотоумножителей (SiPM).

Цель и задачи исследования

Целью данной работы является создание спектрометрической системы детектирования рентгеновского излучения для проекционной установки персонального досмотра человека, работающей в режиме регистрации отдельных гамма-квантов, что обеспечит понижение дозовой нагрузки в системах персонального досмотра человека до минимально возможного порога при сохранении параметров качества изображения на уровне современных стандартов.

Для достижения цели были сформулированы и решены следующие задачи:

- исследование подходов и методов, которые могут обеспечить понижение дозовой нагрузки ниже уровня 0.3 мкЗв для рентгеновских проекционных установок персонального досмотра человека;
- теоретическое описание работы систем на основе сцинтилляционных детекторов в системах для регистрации рентгеновского излучения;
- разработка и создание прототипа детектирующего модуля для сканирующей проекционной рентгеновской установки персонального досмотра человека;
- разработка метода восстановления изображения, основанного на поиске импульсов от отдельных гамма-квантов с определением их энергии в непрерывной последовательности оцифрованных данных, полученных во время сканирования;
- разработка метода, позволяющего проводить численную оценку качества получаемого изображения.

Научная новизна работы

- Впервые разработан и экспериментально исследован прототип 15-канального детектирующего модуля «Xcounter» для проекционной сканирующей рентгеновской системы персонального досмотра человека с ультранизкой (предельной) дозовой нагрузкой на основе сцинтилляционных детекторов GAGG+SiPM. Прототип обеспечивает регистрацию отдельных рентгеновских квантов в диапазоне энергий от 20 до 140 кэВ с энергетическим разрешением 34% ($E_\gamma = 59.6$ кэВ) в линейном режиме до $4 \cdot 10^5$ с⁻¹. Кроме того, прототип одновременно может работать в режиме интегрирования тока для расширения динамического диапазона детектирования до уровня $3 \cdot 10^6$ с⁻¹.
- Разработана аналоговая фронт-энд электроника, которая обеспечивает стабильный режим работы SiPM в условиях протекания высоких токов (до 10 мА), подавление электрических наводок между расположенными рядом каналами на линейке SiPM, а также фильтрацию сигналов, позволяющую сформировать импульсы от

сцинтилляционных вспышек и исключить влияние шумовых импульсов SiPM на счёт событий.

- Разработан метод калибровки энергетической шкалы с помощью радиоактивного источника ^{241}Am , рентгеновской трубки и стальной пластины толщиной 10.5 мм, который позволил выставить пороги амплитудной дискриминации на одинаковый уровень, равный 20 кэВ, для обеспечения равномерной скорости счёта событий по всем 15 каналам модуля. При этом разброс скорости счёта по всем каналам при любой интенсивности входной загрузки в линейном режиме не превышает 2%.
- Впервые разработан метод поиска импульсов, получаемых при детектировании рентгеновских квантов, на непрерывной выборке оцифрованного входного сигнала, длительность которой соответствует времени сканирования. Метод также позволяет определять энергию каждого кванта по амплитуде импульса с использованием калибровочных данных. На основе разработанного метода создано программное обеспечение, позволяющее проводить обработку данных сканирования и визуализировать результат сканирования в виде восстановленного изображения исследуемого объекта.
- Впервые разработана и использована методика анализа качества изображений, полученных при проекционном рентгеновском сканировании стандартных фантомов для УПДЧ, основанная на вычислении параметра «контраст-шум».
- Впервые при использовании детектирующего модуля «Xcounter» на основе GAGG+SiPM экспериментально продемонстрирована возможность понижения дозы за одно сканирование в 6 раз относительно нормы, установленной СанПиН [6], при этом проникающая способность по стали составляет 22 мм, что соответствует современному стандарту УПЧД ГОСТ Р [7]. Кроме того, показано, что чувствительность разработанного модуля находится на предельном уровне, ограниченном статистическими флуктуациями потока рентгеновских гамма-квантов.

Положения, выносимые на защиту

- Прототип детектирующего модуля для проекционной рентгеновской низкодозовой установки персонального досмотра человека на основе кремниевых фотоумножителей и сцинтилляторов GAGG, в котором одновременно реализуется:
 - спектрометрирование каждого рентгеновского кванта при интенсивности входного потока до $4 \cdot 10^5 \text{ c}^{-1}$;
 - расширение динамического диапазона модуля за счёт регистрации в режиме интегрирования тока входных потоков с интенсивностью до $3 \cdot 10^6 \text{ c}^{-1}$.

- Методика восстановления результата сканирования объекта, позволяющая повысить качество изображения или снизить дозовую нагрузку на человека с сохранением требуемого качества изображения за счёт энергетической селекции гамма-квантов.
- Метод численной оценки качества рентгеновского изображения, позволяющий проводить сравнение изображений предметов, полученных на различных системах сканирования.

Практическая значимость работы

Разработанный прототип детектирующего модуля «Xcounter» на основе SiPM и GAGG предоставляет возможность создания новой системы регистрации рентгеновского излучения для различных применений: персонального досмотра человека, медицинской диагностики, дефектоскопии и материаловедения. Полученные в работе экспериментальные результаты показывают возможность создания УПДЧ, обладающей в 6 раз более низкой дозовой нагрузкой за одно сканирование, чем норма, предусмотренная СанПиН [6], при сохранении проникающей способности по стали, определенной в ГОСТ [7], что позволяет оперативно организовывать досмотр в местах, где стационарные установки отсутствуют или их установка непрактична и/или нецелесообразна.

Достоверность полученных результатов и выводов

Основные научные положения и выводы диссертационной работы были подтверждены сравнением изображений стандартных фантомов, полученных с использованием разработанного детекторного модуля и известным, коммерчески доступным аналогом - УПДЧ «Хомоскан» производства ООО «СКБ Медрентех» [8], а также сравнением результатов измерений настоящей работы с сопоставимыми данными других авторов.

Вклад автора

Основные представленные в работе результаты получены лично автором, либо при его определяющем участии:

- Разработан 15-канальный детекторный модуль «Xcounter», состоящий из сцинтилляционных кристаллов GAGG, оптически состыкованных с линейкой SiPM, аналоговой фронт-энд электроники и системы оцифровки данных.
- Разработан метод калибровки энергетической шкалы с помощью специально сформированного излучения рентгеновской трубки для получения равномерной скорости счёта по всем 15 каналам прототипа.
- Разработан цифровой метод обработки данных, полученных при просвечивании исследуемого объекта рентгеновским излучением в течение сканирования. Создано

программное обеспечение для работы с прототипом и визуализации результатов сканирования.

- Разработана методика численного анализа качества изображений, полученных при проекционном рентгеновском сканировании стандартных фантомов, на основе параметра «контраст-шум».
- Проведено сравнение разработанного модуля с коммерчески доступным аналогом на основе разработанной методики численного анализа качества изображений.

Апробация

Результаты, выносимые на защиту, прошли апробацию на международных научных конференциях и были опубликованы в рецензируемых научных журналах. Основные результаты диссертационной работы были представлены автором на следующих конференциях: 4th International Conference on PET/MR and SPECT/MR (о. Эльба, Италия, 2015); 4th International Conference on New Photo-Detectors (Москва, 2015); International Conference on Particle Physics and Astrophysics (Москва, 2015); 2nd International Conference on Particle Physics and Astrophysics (Москва, 2016); IEEE NSS/MIC – 2016 (Страсбург, Франция, 2016); 14th Int. Conference on Scintillating Materials and their Applications (Шамони, Франция, 2017); а также в рамках следующих научных мероприятий: 3rd International Summer School on Intelligent Signal Processing for Frontier Research and Industry (Гамбург, Германия, 2015); Scintillating Materials and their Applications Summer School 2017 (Шамони, Франция, 2017).

Публикации

По материалам диссертации опубликовано 4 печатных работы [1-4] в рецензируемые научных изданиях, определенных ВАК РФ. Все работы выпущены в периодических изданиях, которые входят в базы данных Scopus и Web of Science.

Структура и объем диссертации

Диссертационная работа состоит из введения, шести глав и заключения. Содержит 134 страниц печатного текста, 72 рисунка, 13 таблиц и список литературы из 127 наименований.

Основное содержание работы

Во введении описана текущая ситуация, связанная с детекторами, используемыми в рентгеновсканирующих установках для персонального досмотра человека (УПДЧ). Приведён краткий обзор наиболее используемых типов детекторов. Перечислены достоинства и недостатки существующих решений. Изложена актуальность проведенных исследований для создания сцинтилляционного детектора нового типа. Указаны цели и задачи исследования, обоснована научная новизна и достоверность положений, выносимых на защиту.

В главе 1 описаны требования к современным рентгеносканирующим установкам для персонального досмотра человека, изложены основные принципы работы таких систем, а также детекторов, которые в них используются. В качестве перспективной детекторной системы в данной главе предложена система, основанная на тяжелых неорганических сцинтилляторах и кремниевых фотоумножителях (SiPM). Коротко рассказана история появления SiPM.

Приведены примеры использования основных режимов работы детекторных систем в УПДЧ: интегрально-токовый и счётный, а также различных вариантов их реализации, как на детекторах с прямой регистрацией излучения [9-10], так и на сцинтилляционных детекторах [11-13], с сопутствующими обоим типам преимуществами и недостатками.

Показано преимущество счётного режима работы над токовым в детекторных системах для УПДЧ, и сформулирована идея о дальнейшем развитии таких систем в направлении использования счётного детектора на основе быстрых сцинтилляторов и кремниевых фотоумножителей.

Кроме того, описана наиболее часто используемая УПДЧ «Хомоскан» производства ООО «СКБ Медрентех», каждый канал которой состоит из кристалла CsI(Tl) размером 3.1x4.5x8 мм³, оптически приклеенного к pin-фотодиоду для считывания сцинтилляционного света. Принципиальный режим работы данной УПДЧ – токовый, а для проверки соответствия ГОСТ Р 55249-2012 данная установка использует тест-объекта (фантом), содержащий две основные структуры:

- стальной клин со свинцовой полоской для измерения проникающей способности;
- оргстекло, содержащее 7 медных проволок для измерения предельного контраста.

В главе 2 определены основные понятия, характеризующие детекторные системы рентгеновских УПДЧ на основе отношения отношение сигнал-шум (SNR): эффективность детектирования системы (DQE) и фактор избыточного шума детектора (ENF). Приведены основные характеристики рентгеновских изображений: контраст (C) и отношение контраст-шум (CNR) [14-15]. А с помощью полного шум-фактор детектора (ENF) введена связь между основной характеристикой детектирующей системы - DQE и получаемой в ходе одного сканирования поглощенной дозой H_{eff} .

Основная характеристика системы, детектирующей рентгеновское излучение, - DQE напрямую определяется избыточным ENF, а отношение контраст-шум (CNR) является основной численной оценкой качества изображения и связана с ENF следующим соотношением:

$$CNR = C \cdot \sqrt{\frac{N_{\gamma}}{ENF}} \quad (1),$$

где N_γ - среднее количество гамма-квантов, попадающих в детектор за единичный интервал сканирования.

На основе табличных коэффициентов пересчёта от плотности потока гамма-квантов с определенной энергией E к величине эффективной дозы H_{eff} , которые могут быть найдены в докладе [16], CNR, ENF и H_{eff} связаны соотношением:

$$H_{eff} \sim CNR^2 \cdot ENF \quad (2).$$

Опираясь на работы [17-20], подробно описывающие шум-фактор кремниевых фотоумножителей (SiPM), автор вводит шум-факторы, связанные с особенностями систем детектирования рентгеновского излучения на УПДЧ: полихроматичность рентгеновского спектра, конверсионными параметрами сцинтилляционного кристалла, фотоэлектрическими параметрами фотодетекторов и шума электронного тракта. На основе модели шум-факторов, в работе предложена аналитическая модель зависимости DQE от эффективной дозы, которая также включает в себя такие особенности сканирующей системы как скорость сканирования, величина геометрического шага и размер чувствительной поверхности сцинтиллятора, а также основные характеристики сцинтиллятора и SiPM. Полученные кривые аналитической зависимости DQE представлены на рисунке 1.

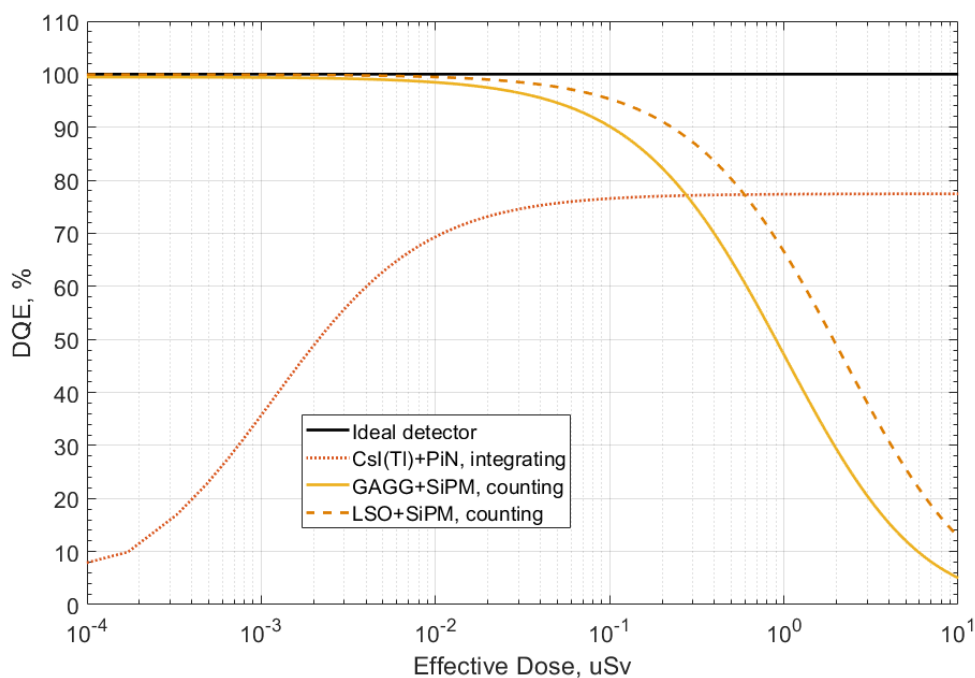


Рисунок 1. Аналитическая зависимость DQE от эффективной дозы.

Иллюстрация возможностей данной модели проводится на примере токового режима работы детектора на основе сцинтиллятора CsI(Tl) и pin-фотодиода, и счётного режима работы детектора на основе быстрых сцинтилляторов GAGG и LSO и фотодетекторов SiPM.

В главе 3 описывается Монте-Карло модель измерения основных характеристик рентгеновской сканирующей системы с помощью многоканального прототипа на основе сцинтиллятора GAGG 3x3x5 мм³ и SiPM в соответствии с ГОСТ [7].

На языке C++ с помощью пакета библиотек Geant4 была создана модель, позволяющая изучить возможность понижения дозовой нагрузки при использовании регистрирующей системы нового типа на основе сцинтилляционных детекторов GAGG+SiPM, работающей в счётном режиме. Данная модель содержит две основные тестовых структуры ГОСТ [7]: стальной клин с 10 ступенями толщиной от 18 до 36 мм с расположенной за ним свинцовой полоской толщиной 1 мм и шириной 10 мм, а также медные проволоки семи различных диаметров ($\varnothing = 0.2-0.05$ мм), расположенные в окошке из оргстекла. В качестве источника рентгеновского излучения в моделировании использовалась рентгеновская трубка с щелевым коллиматором и фильтром из алюминия толщиной 1 мм с максимальной энергией в спектре 140 кэВ.

С помощью данной модели автором демонстрируется допустимая предельная кратность ослабления дозовой нагрузки с учётом соответствия проникающей способности по стали значению 22 мм, и предельного контраста по медной проволоке 0.15 мм [7]. Проникающая способность по стали – максимальная толщина стали при которой на изображение видна расположенная за ней свинцовая линейка толщиной 1 мм. Предельный контраст по медной проволоке – минимальный диаметр медной проволоки, при котором её структура визуализируется на слабоослабляющем рентгеновское излучение фоне.

Для численной оценки кратности ослабления по стали автор использует отношение контраст-шум (CNR). Приемлемым с точки зрения визуализации структуры на изображение обычно считается значение $CNR = 1$, что используется в качестве основного критерия кратности ослабление дозовой нагрузки за счёт уменьшения интенсивности излучение ниже нормы установленной СанПиН [6]. Таким образом, определение проникающей способности по стали на основе CNR сводится к выделению двух областей интереса (ROI) состоящих из определенного количества пикселей на тестовых изображениях для разной толщины стали:

- области, содержащей отклик детектирующей системы на регистрацию рентгеновского излучения, прошедшего через свинцовую линейку и сталь – сигнальная область;
- области, содержащей отклик детектирующей системы на регистрацию рентгеновского излучения, прошедшего только через сталь – фоновая область;

и вычислению двух статистических параметров сигнала для данных областей: среднего значения и среднеквадратичного отклонения.

Далее для вычисления отношения контраст-шум (CNR) используется следующая формула:

$$CNR = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}} \quad (3),$$

где μ_1 – среднее значение количества прошедших гамма-квантов для пикселей из ROI расположения стального клина, μ_2 – среднее значение количества прошедших гамма-квантов для пикселей из ROI расположения свинцовой полоски за стальным клином, а σ_1 и σ_2 – соответствующие среднеквадратичные отклонения количества гамма-квантов от их среднего значения.

На рисунке 2 представлено полученное из моделирования изображение сканирования стального клина при величине эффективной дозы 0.3 мкЗв за одно сканирование (рис 2(а)) для полного спектра зарегистрированных гамма-квантов (0-140 кэВ), а также график зависимости отношения CNR, вычисленного по формуле (3), от толщины ступеней клина при разном пороге дискриминации низкоэнергетических гамма-квантов (рис 2(б)).

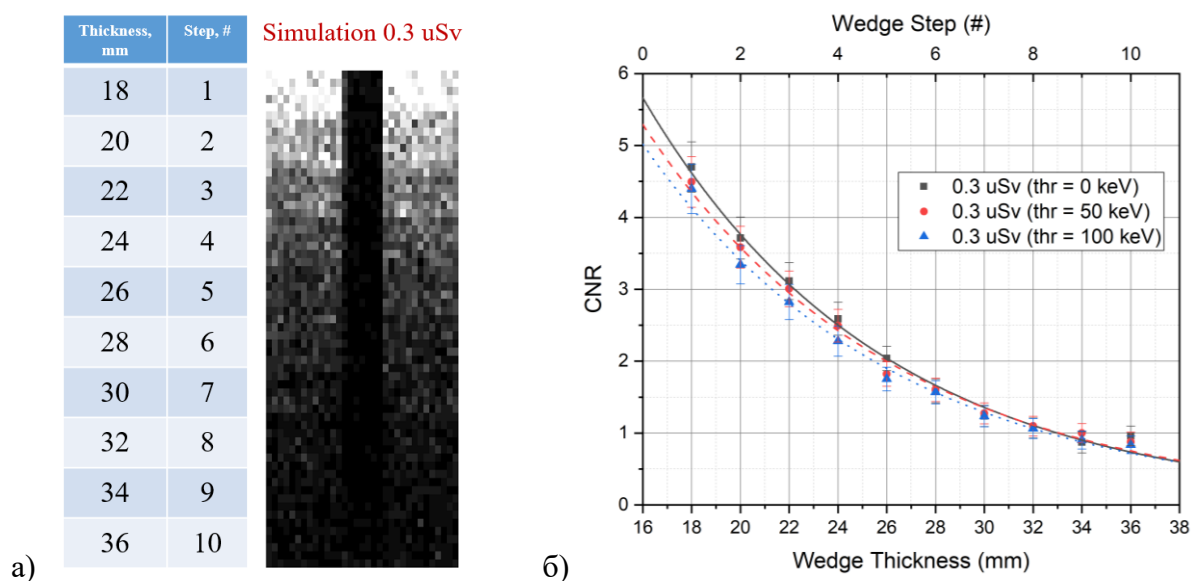


Рисунок 2. а) Изображение свинцовой полоски на фоне стального клина, 0.3 мкЗв; б) график зависимости CNR от толщины ступеней стального клина.

В использованной модели в низкоэнергетической области детектированного спектра отсутствуют фоновые или рассеянные события, ухудшающие отношение контраст-шум для исследуемого объекта, поэтому отношение контраст-шум практически не зависит от величины порога дискриминации гамма-квантов по энергии, и для толщины стального клина равной 22 мм отношение контраст-шум составляет $CNR \approx 3.1 \pm 0.3$.

В то же время, как следует из соотношения (2): N_{eff} пропорционально квадрату CNR. Поэтому с учётом критерия видимости $\text{CNR} = 1$, возможная кратность ослабления дозовой нагрузки за одно сканирование определяется как 3.1^2 раз, т.е. 9.6 ± 0.6 раз за счёт ослабления интенсивности падающего рентгеновского излучения («белого» поля).

С другой стороны, уменьшение интенсивности излучения в 9.6 раз ведёт к ухудшению контрастности изображения также и на «полупрозрачных» для рентгеновского излучения объектах. Однако, так как медные проволоки не образуют непрерывного поля на изображении, и значит невозможно выделить ROI, то предельную кратность уменьшения дозовой нагрузки для сохранения предельного контраста по медной проволоке диаметром 0.15 мм невозможно оценить в рамках подхода на основе CNR. Поэтому чтобы сделать вывод, об возможной кратности ослабления, относительно нормы СанПин [6] были построены изображения для тест-объекта, содержащего медные проволоки, для дозовых нагрузок 0.1 мкЗв, 0.05 мкЗв и 0.03 мкЗв, т.е. для кратности ослабления относительно требований ГОСТ [7] в 3, 6 и 10 раз соответственно.

На рисунке 3 приведено изображение при использовании в качестве сигнала полного числа провзаимодействовавших гамма-квантов во всём энергетическом диапазоне (0-140 кэВ) для эффективной дозы равной 0.1 мкЗв.

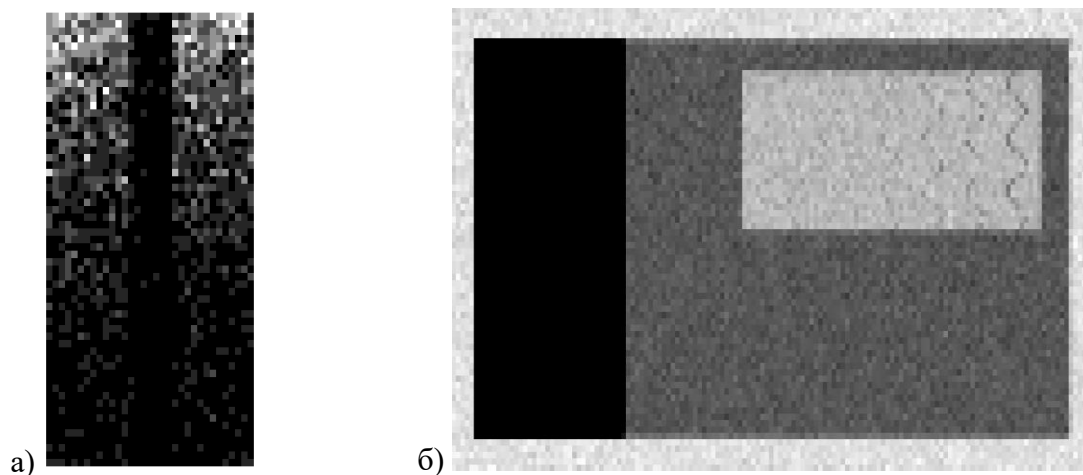


Рисунок 3. Изображение тест-объектов - стальной клин (а) и медные проволоки в орг. стекле (б) при эффективной дозе 0.1 мкЗв.

Визуализация медной проволоки толщиной 0.15 мм практически отсутствует при данной дозовой нагрузке, а значит предельно возможная кратность ослабления дозовой нагрузки для соответствия нормам ГОСТ [7] по предельному контрасту составляет 3 раза.

В главе 4 описывается разработка прототипа детектирующего модуля для рентгеносканирующей установки персонального досмотра человека (УПДЧ), основанного на

сцинтилляторах GAGG и кремниевых фотоумножителях (SiPM) и работающего в счётном режиме.

Разработанный прототип получил название «Xcounter». Он состоит из линейки сцинтилляционных детекторов, печатной платы фронт-энд электроники и системы оцифровки и набора данных (DAQ). Для управления системой и анализа полученных данных используется специально разработанное программное обеспечение. Детектор состоит из 15-канальной линейки $3 \times 3 \times 5$ мм³ GAGG ($\text{Gd}_3\text{Al}_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}:\text{Ce}$) сцинтилляторов (время затухания 88 нс, [21]), окрашенных белым отражателем и имеющих прозрачную поверхность для собирания оптических фотонов размером 3×3 мм², которая в свою очередь была оптически состыкована к кремниевым фотоумножителям PM3350TS-SB0 производства фирмы КЕТЕК и имеющим размер чувствительной области 3×3 мм² [22]. Эта модель SiPM имеет шаг ячейки 50 микрон и пробойное напряжение около 23.2В; SMD корпус каждого фотодетектора имеет размеры 3.8×4.3 мм². Шаг матрицы детектора составляет 4 мм и определяется размером корпуса SiPM (3.8 мм), а также ограничениями, складываемыми процедурой сборки массива, которые требуют зазора не менее 0.2 мм между соседними SiPM, что соответствует зазору 0.5 мм между соседними сцинтилляторами. Массив детекторов монтируется на разработанной 15-канальной фронт-энд электронике. Основными особенностями печатной платы фронт-энд электроники являются:

- распределение напряжения смещения на индивидуальные SiPM и фильтрация внешних помех;
- развязка цепей питания SiPM для подавления перекрестных электрических наводок;
- формирование сигнала SiPM и его усиление.

К ключевым особенностям фронт-энд электроники можно отнести:

- исключение падения напряжения на элементах схемы питания в условиях протекания высокого тока через SiPM (стабильность рабочей точки по напряжению) и подавление электрических перекрестных наводок между каналами при сохранении фильтрующей способности за счёт малого выходного сопротивления цепи питания;
- DC-DC вход-выход для обеспечения дуального режима работы;
- линейный динамический диапазон платы до 3.5В выходного сигнала;
- интегрирование (фильтрация) темновых импульсов и формирование импульсов от сцинтиллятора.

Фотография детекторной части, установленной на печатной плате фронт-энд электроники, показана на рисунке 4.

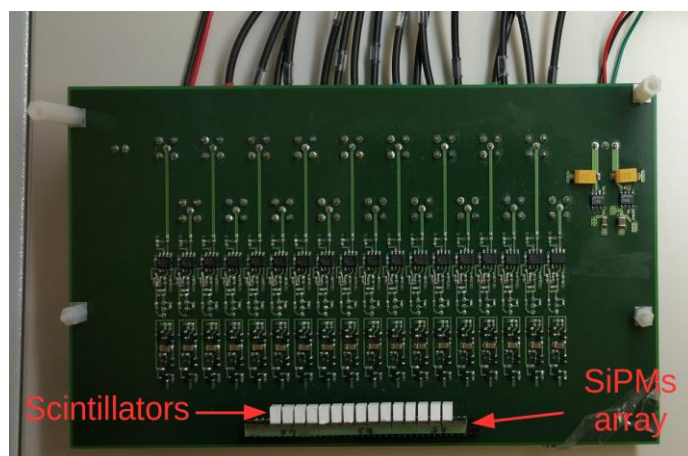


Рисунок 4. Фото детекторной части системы с фронтальной электроникой.

Для измерений и записи аналоговых сигналов, полученных после фронт-энд электроники, в качестве основы для DAQ была использована 4-х канальная PCI-плата оцифровки аналогового сигнала m2i.2031 производства Spectrum GmbH [23], которая может непрерывно оцифровывать аналоговые входные сигналы с частотой дискретизации 100 МГц, синхронно для всех четырех каналов. Оцифрованные данные записываются во встроенную память платы. Доступного объема хватало, чтобы записывать до 5 секунд необработанных данных одновременно на каждый из 4-х каналов, что было достаточным для тестирования нашей системы в процессе процедуры реального сканирования установки «Хомоскан».

Для последующего анализа оцифрованных данных использовалось специально разработанное программное обеспечение на основе коммерчески доступной среды обработки данных MATLAB с использованием встроенных библиотечных пакетов [24]. В программном обеспечении был реализован алгоритм цифровой фильтрации аналоговых сигналов [3], что в значительной степени улучшило поиск и подсчет импульсов от каждого детектируемого рентгеновского гамма-кванта [4]. Программное обеспечение для анализа данных использует алгоритмы цифровой фильтрации сигналов. Цифровая фильтрация позволяет совершать преобразования, подобные аналоговым дифференцирующим и интегрирующим схемам, обладая при этом более гибкой настройкой параметров фильтрации.

Цифровая фильтрация сигнала заключалась в использовании двух алгоритмов:

- сдвигающееся окно усреднения (MWA), с помощью которого амплитуда сигнала в каждой i -ой точке оцифрованной осциллограммы заменяется значением, являющимся средним значением N_a точек, т.е. значением, полученным из усреднения по амплитудам i -ой точки и предыдущих (N_a-1) точек осциллограммы;
- сдвигающееся окно дифференцирования (MWD), с помощью которого амплитуда сигнала в каждой i -ой точке оцифрованной осциллограммы заменяется значением,

полученным из разности между значением амплитуды в i -ой точке и значением амплитуды сигнала в $(i-N_d)$ -ой точке.

Для определения количества зарегистрированных гамма-квантов для каждой оцифрованной осциллограммы, прошедшей цифровую фильтрацию, был разработан алгоритм поиска импульсов с детектора. Этот алгоритм позволяет посчитать полное число квантов в заранее заданном временном окне и определить амплитуду каждого из них. Кроме того, алгоритм, используя предварительно проведенные энергетические калибровки для каждого канала детектора, переводит полученную амплитуду найденного импульса в энергетическую шкалу. Разработанное программное обеспечение позволяет создавать изображения как в токовом режиме, так и в режиме счета, используя выше приведенные алгоритмы цифровой обработки. Кроме того, в программное обеспечение встроен целый ряд дополнительных настроек, которые задаются пользователем через графический интерфейс программы. На рисунке 5 показано, как цифровая фильтрация изменяет форму исходных импульсов.

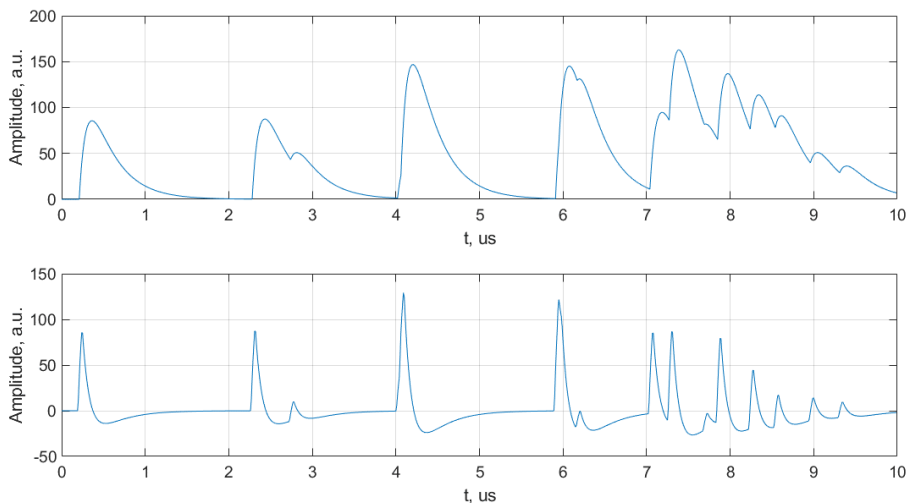


Рисунок 5. Изменение формы импульсов после цифровой фильтрации.

Таким образом, показано, что цифровая фильтрация сигнала разделяет близко расположенные сцинтилляционные импульсы, что является необходимым для корректной работы алгоритма поиска. При всех последующих измерениях в качестве параметров фильтрации были использованы оптимальные значения, полученные для численного моделирования: $N_d = 3$, $N_i = 5$. Использование параметров цифровой фильтрации с меньшими значениями приводит к возникновению искажений формы сигнала, из-за потери части эффективного заряда, что ложно увеличивает счёт импульсов с помощью разработанного алгоритма.

В главе 5 описана калибровка разработанного прототипа детектирующего модуля «Хcounter» для рентгеносканирующей УПДЧ.

С помощью лабораторного радиоактивного источника ^{241}Am были проведены измерения энергетического разрешения прототипа «Хcounter», которое составило $(34 \pm 1) \%$ по всем каналам прототипа с использованием цифровой фильтрации, а также показано, что температурные флуктуаций среднего сигнала от гамма-квантов с энергией 59.6 кэВ (^{241}Am) составляют не более 1.5% в диапазоне температур окружающей среды $(25 \pm 3) \text{ }^\circ\text{C}$.

Для проведения энергетической калибровки всех каналов прототипа на производстве ООО «СКБ Медрентех» использовался специальный стальной фильтр (пластинка) толщиной 10.5 мм, при котором исходные рентгеновский спектр с максимальной энергией 140 кэВ вырождается в распределение, чьё наиболее вероятное значение аппроксимировалось функцией Гаусса. Для определения теоретической наиболее вероятной энергии данного спектра были использованы дополнительные данные, полученные из Монте-Карло моделирования в Geant4 на основе модели, описанной в главе 3. На рисунке 6(а) приведена полученная калибровочная зависимость амплитуды сигнала от энергии гамма-квантов для двух каналов прототипа «Хcounter» с максимальной и минимальной амплитудой выходного сигнала. На рисунке 6(б) представлено сравнение энергетических спектров до и после введения дополнительной калибровочной точки по энергии.

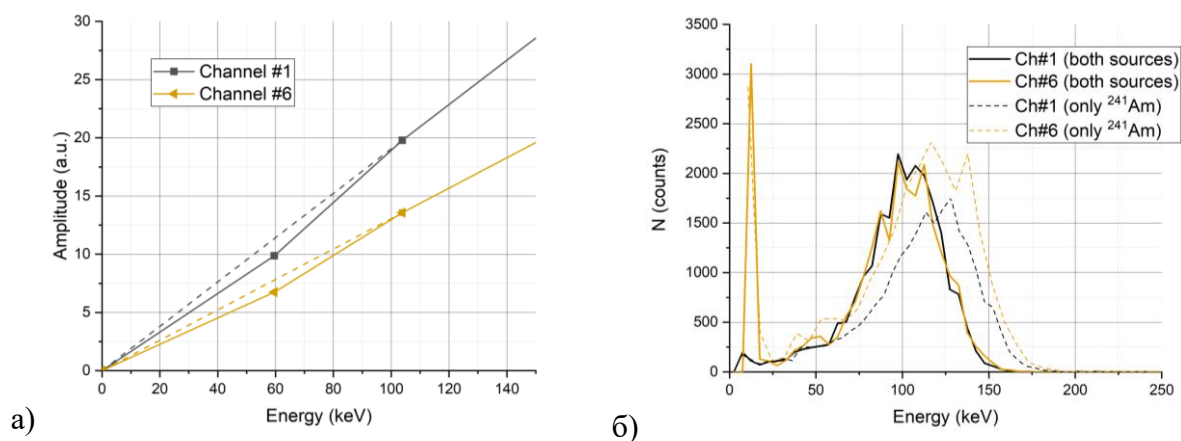


Рисунок 6. а) Калибровочная зависимость амплитуды сигнала от энергии в различных диапазонах энергии; б) энергетические спектры до и после доп. калибровки.

Далее с учётом полученной амплитудной калибровки автор описывает измерение счётной характеристики прототипа «Хcounter» с учётом цифровой фильтрации импульсов. Так как при многократных наложениях импульсов на насыщение счётной характеристики после цифровой фильтрации влияет длительность положительной полуволны импульса, которая в

значительной степени обусловлена длительностью переднего фронта исходного импульса, то, очевидно, что именно эта величина определяет мертвое время детектора по счёту гамма-квантов, вызванное с наложением импульсов.

Таким образом, используя аналитическую модель «непродлевающегося» мёртвого времени [25], возможно аппроксимировать зависимость измеренной «насыщенной» скорости счёта импульсов от некоторой, пропорциональной интенсивности потока величины и определить калибровочные коэффициенты мёртвого времени для каждого канала прототипа, которые можно использовать для коррекции нелинейности (насыщения) счётной характеристики при восстановлении изображения сканирования. Однако, так как реальная интенсивность входного потока на один канал прототипа неизвестна, то, для проведения коррекции можно использовать переход от счёта гамма-квантов к 16-битной шкале градаций серого цвета (как в стандартных радиографических изображениях), исходя из относительного изменения интенсивности используемых экспериментальных режимов рентгеновской трубки: 0.2 и 0.4 мА.

Для аппроксимации кривой насыщения счётной характеристики была использована аналитическая функция «непродлевающегося» модели мёртвого времени, дополненная коэффициентом пропорциональности k , который также учитывает неодинаковость каналов прототипа в режиме счёта гамма-квантов. Тогда модифицированная аналитическая формула модели «непродлевающегося» мёртвого времени имеет вид:

$$m = \frac{k*n}{(1+k*n*\tau)} \quad (4),$$

где τ – мёртвое время канала, связанное с наложением импульсов, n – интенсивность реального потока в градациях серого, m – измеренное количество импульсов.

На рисунке 7 представлены счётные характеристики всех каналов прототипа «Xcounter», построенные по двум экспериментальным точкам: 0.2 и 0.4 мА (с учётом отношения интенсивностей в 1.9 раз, полученного при измерении фототока), и точку (0;0). При этом количество импульсов, полученное при обработке «белого поля» в режиме 0.4 мА нормировалось на значение $2^{16}-1 = 65535$, а для режима 0.2 на 34492 соответственно.

Для проверки корректности восстановления счёта импульсов и калибровки, используя параметры, полученные из аппроксимации кривых насыщения функциями типа (4), и обратную к (4) функцию (относительно n) были получены распределения интенсивностей сигнала в градациях серого с использованием энергетических калибровок и порога дискриминации по счёту событий на уровне 20 кэВ для всех каналов прототипа «Xcounter» при детектировании излучения прошедшего через стальную пластину, толщиной 10.5 мм, для токов рентгеновской трубки 0.2 и 0.4 мА. На рисунке 8 приведены данные распределения.

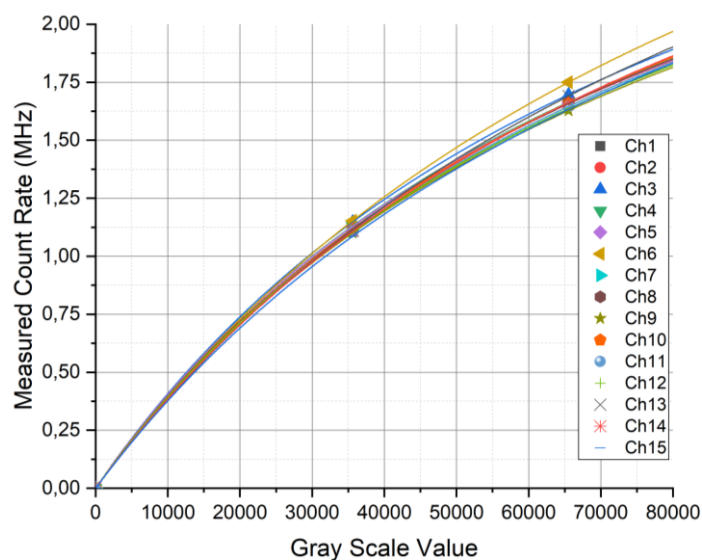


Рисунок 7. Кривые насыщения измеренного счёта импульсов в зависимости от данных моделирования.

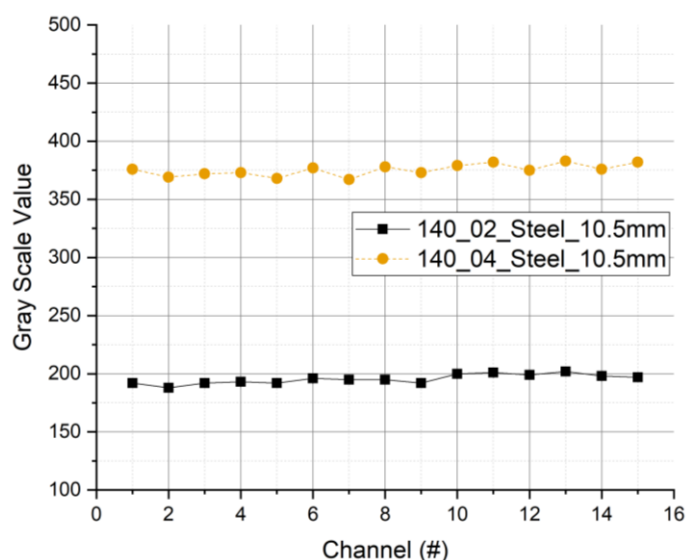


Рисунок 8. Распределение по счёту от канала к каналу после коррекции насыщения по «белому полю».

При этом отклонение от линейности для обоих наборов данных не превышает 2%.

Поскольку интенсивность входного потока рентгеновских гамма-квантов после прохождения через стальную пластинку можно оценить напрямую, так как такое поле излучения не создаёт многократных наложений детектируемых импульсов, то после коррекции на нелинейность по счёту и, исходя из численного отношения градаций серого цвета, соответствующих полям излучений: прошедшего через стальную пластину и исходного излучения рентгеновской трубки УПДЧ «Хомоскан», можно сделать оценку интенсивности

потока исходного излучения на поверхности детектора. Так как интенсивность излучения на один канал детектора при регистрации излучения прошедшего стальную пластинку 10.5 мм составляет $(16.5 \pm 0.5) * 10^3 \text{ с}^{-1}$, а отношение градаций серого составляет 175 ± 2 раза, то соответствующая «белому полю» интенсивность равна $(2.9 \pm 0.1) * 10^6 \text{ с}^{-1}$.

Глава 6 посвящена описанию получения рентгеновских изображений тест-объектов с помощью разработанного прототипа «Xcounter», а также количественному анализу качества восстанавливаемого изображения в сравнении с коммерчески доступной рентгеносканирующей УПДЧ «Хомоскан» производства ООО «СКБ Медрентех» [8]. Основным численным показателем оценки качества изображения является определение отношения контраст-шум (CNR). При этом минимальным критерием видимости, как было сказано ранее, является $\text{CNR} = 1$.

Для сравнительных измерений тест-объектов в соответствии с ГОСТ [14] один из модулей детекторной системы УПДЧ «Хомоскан» был заменен прототипом «Xcounter». Вся линейка сцинтилляционных детекторов прототипа была выровнена по уровню детекторной системы «Хомоскан». Так как система набора данных прототипа «Xcounter» имела только 4 аналоговых входа для 15 действующих каналов фронт-энд электроники, соответствующих отдельным детекторам, то необходимо было повторять измерения в одном положении фантома 4 раза, подключая соответствующие каналы поочередно к входам DAQ, для сбора данных со всех 15 каналов прототипа. Стоит отметить, что в поле зрения 15 каналов умещалось 2 полных ступени стального клина. Поэтому для сбора данных со всех интересующих ступеней клина, а именно с 1 по 9 ступени, фантом перемещался вертикально 5 раз относительно положения прототипа «Xcounter» в детектирующей системе УПДЧ «Хомоскан» без прецизионной точности с использованием сопутствующих подсобных подставок. Это привело к тому, что все наборы данных, соответствующие разным положениям фантома относительно прототипа, были сдвинуты относительно друг друга на неопределённое расстояние и соединялись в «ручном» режиме перед «оффлайн» анализом.

Все измерения были проведены со стандартной рентгеновской трубкой УПДЧ «Хомоскан», при установленных на ней следующих параметрах: высокое напряжение 140 кВ; анодные токи 0.2 мА и 0.4 мА (стандартный режим, соответствующий СанПиН [5]).

Так как сцинтиллятор CsI(Tl), используемый в УПДЧ «Хомоскан», отличается высоким послесвечением [26], то при анализе изображений, полученных на ней, было обнаружено существенное влияние послесвечения на тест-объект – стальной клин, необходимый для определения проникающей способности системы. Коррекции отклика детекторов довольно

эффективно помогает избавиться от доминирующего экспоненциального влияния послесвечения сцинтиллятора над реальной контрастностью на конечное изображение.

Таким образом для корректного сравнения численных оценок двух систем был проведена коррекция данных, полученных на УПДЧ «Хомоскан» в области стального клина. С учётом того, что счётный режим работы и программное обеспечение позволяет определять энергию каждого отдельного гамма-кванта, то обработка экспериментальных данных проводилась с дискриминацией низкоэнергетической части спектров в двух спектральных окнах: с отбором событий с энергией выше 20 кэВ; с отбором событий с энергией выше 100 кэВ.

На рисунках 9(а,б) представлены результаты вычислений среднего значения количества гамма-квантов, прошедших через соответствующую ступень стального клина. Данные получены при облучении клина рентгеновским излучением в режимах 0.2 и 0.4 мА и обработаны с использованием двух энергетических порогов дискриминации гамма-квантов: 20 кэВ (рис. 9(а)) и 100 кэВ (рис. 9(б)). Для сравнения на графике также приведены кривые, соответствующие моделированию в режимах: с эффективной дозой 0.3 мкЗв, и подобранным по совпадению экспериментальной и модельной кривой (при пороге 100 кэВ) для эффективной дозы 0.24 мкЗв.

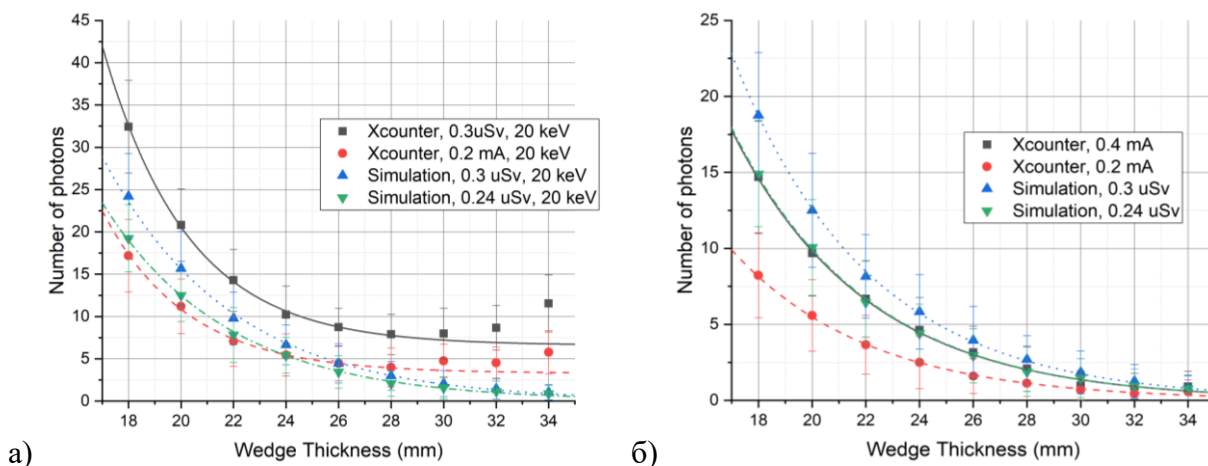


Рисунок 9. Экспериментальные и модельные зависимости среднего количество гамма-квантов, прошедших сталь, от толщины стали для различного порога дискриминации: а) 20 кэВ, б) 100 кэВ.

По рисунку 9(а) видно, что с отбором событий выше 20 кэВ экспоненциальный спад сигнала выходит на некоторый фоновый уровень и даже начинает увеличиваться после последних ступеней клина. При этом хорошо видно, что экспериментальные кривые количества гамма-квантов в зависимости от толщины стали плохо совпадают с данными

моделирования (0.3 мкЗв) при работе с полным спектром при пороге 20 кэВ из-за различий в низкоэнергетической области (от 25 до 50 %). Однако, также видно хорошее совпадение экспериментальной кривой для режима 0.4 мА при отборе событий с порогом 100 кэВ с данными моделирования при эффективной дозе 0.24 мкЗв. Таким образом, невозможно с высокой точностью оценить реальную дозовую нагрузку УДПЧ «Хомоскан» за одно сканирование в режиме 0.4 мА. Поэтому исходя из сертификации данной установки в соответствии с нормами СанПиН [6] и ограниченной точности экспериментальных измерений, для упрощения всех дальнейших численных оценок режим 0.4 мА считался эквивалентен эффективной дозе 0.3 мкЗв.

Кроме того, из отношения амплитудных коэффициентов, полученных из экспоненциальной аппроксимации экспериментальных данных, был ещё раз вычислен коэффициент уменьшения интенсивности при переходе от режима 0.4 мА к режиму 0.2 мА. Вычисление данного коэффициента также совпадает с предыдущими оценками: 1.9 ± 0.1 . Таким образом, далее режим 0.2 мА считался эквивалентным эффективной дозе ≈ 0.15 мкЗв.

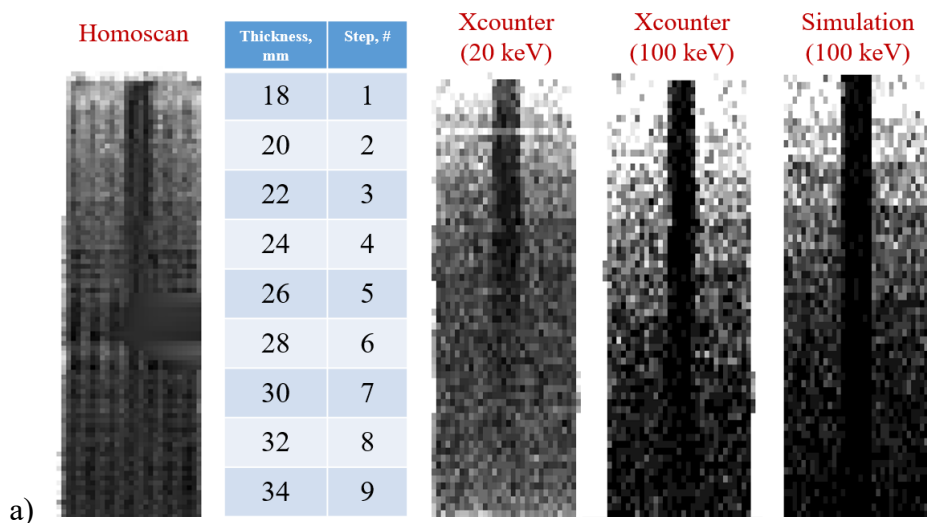
На рисунке 10 (а) представлены полученные изображения клина (1 – 9 ступени):

- а) УПДЧ «Хомоскан» (токовый режим);
- б) прототип «Xcounter» (счётный режим с порогом 20 кэВ);
- в) прототип «Xcounter» (счётный режим с порогом 100 кэВ);
- г) Моделирование (счётный режим с порогом 100 кэВ);

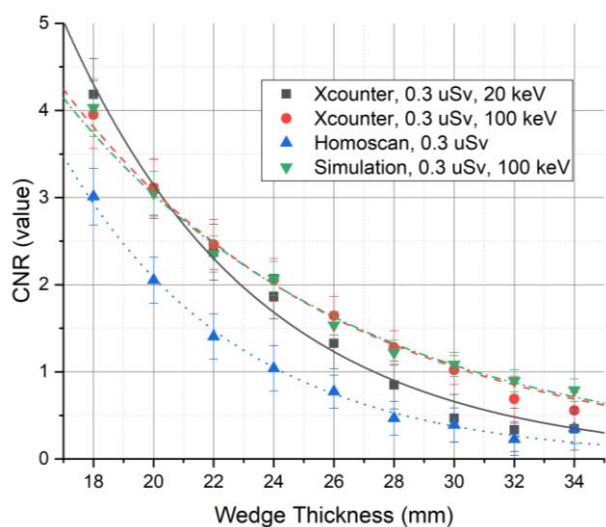
а на рисунке 10(б) соответствующие данным изображениям кривые зависимости CNR как функции толщины ступеней стального клина. Методика измерения CNR на основе вычисления μ_1 , σ_1 , μ_2 и σ_2 для экспериментальных данных, полученных при сканировании стального клина описана в главе 3. Для удобства сравнения результатов зависимости CNR от толщины стали аппроксимированы экспоненциальными функциями.

График на рисунке 10(а) показывает, что прототип «Xcounter», основанный на SiPM и быстром сцинтиляторе GAGG, работающий в счетном режиме с возможностью энергетической селекции, превосходит с точки зрения качества изображения эталонную УПДЧ «Хомоскан» на основе pin-фотодиода со сцинтилятором CsI(Tl), работающую в токовом режиме.

Разработанный прототип детекторного модуля «Xcounter» достигает $CNR = 1$ для свинцовой полосы на стальном клине на 7-ой ступени (30 мм) в сравнении с аналогичными характеристиками для эталонной системы «Хомоскан» на 4-ой ступени (24 мм). При этом значения CNR полученные на экспериментальных данных хорошо совпадают с модельными результатами.



а)



б)

Рисунок 10. а) Изображения стального клина со свинцовой линейкой, полученные при эффективной дозе 0.3 мкЗв на УПДЧ «Хомоскан», прототипе «Xcounter» при пороге дискриминации 20 и 100 кэВ и из моделирования при пороге 100 кэВ; б) соответствующие зависимости CNR от толщины ступеней стального клина.

Кратность возможного понижения дозы можно оценить, как квадрат отношения величины $CNR = 1$ и значения CNR для ступени толщиной 22 мм (ГОСТ [7]), полученных на прототипе «Xcounter» с порогом 100 кэВ в счётном режиме. Другими словами, исходя из результатов на графиках, изображенных на рисунке 10:

$$CNR(22\text{ mm}; 0.3\text{ uSv})^2 \approx 6.3 \pm 0.6 \quad (5).$$

То есть, понижение относительно эффективной дозы 0.3 мкЗв возможно в 6.3 ± 0.6 раз до уровня $CNR = 1$. Однако для корректной оценки кратности возможного понижения дозы были также обработаны данные измерений связанные со сканированием медных проволок. В разработанном прототипе было реализовано два метода получения изображений объектов,

слабо ослабляющих рентгеновское излучение (обеспечивающих высокую интенсивность потока на уровне «белого» поля).

Один из них заключается в параллельном использовании изображений, полученных в токовом режиме, аналогичном стандартному режиму УПДЧ «Хомоскан». Для этого были использованы те же самые данные, которые использовались для счѐтного режима работы. Для выравнивания фототоков, текущих через детекторы прототипа «Хcounter», в шкалу 16-битной градации серого цвета и получения однородного изображения использовался отклик каждого детектора на «белое поле» в области без исследуемого объекта (усредненный по 100 пикселям) и отклик детектора на «чѐрное поле» после изображения (темновой ток, усредненный по 30 пикселям). Нормировка интенсивности каждого пикселя производилась по следующей формуле:

$$C_{ij} = \frac{I_{ij}-D_i}{W_i-D_i} * (2^{16} - 1) \quad (6),$$

где C_{ij} – значение пикселя в градациях серого (0-65535), I_{ij} – значение пикселя в абсолютном значении среднего тока, D_i – средний темновой ток детектора («чѐрное поле»), W_i – средний фототок детектора, соответствующий исходному спектру рентгеновского излучения трубки («белое поле»).

Согласно ГОСТ [7] на изображение тест-объекта сканирующая система должна позволять визуализировать медную проволоку с диаметром 0.15 мм, что в случае использованного в измерениях тест-объекта соответствует 3 справа проволоке. На рисунке 11 представлены изображения тест-объекта, полученные в токовом режиме работы детектора на установке «Хомоскан» и прототипе «Хcounter» при эффективной дозе 0.3 мкЗв.

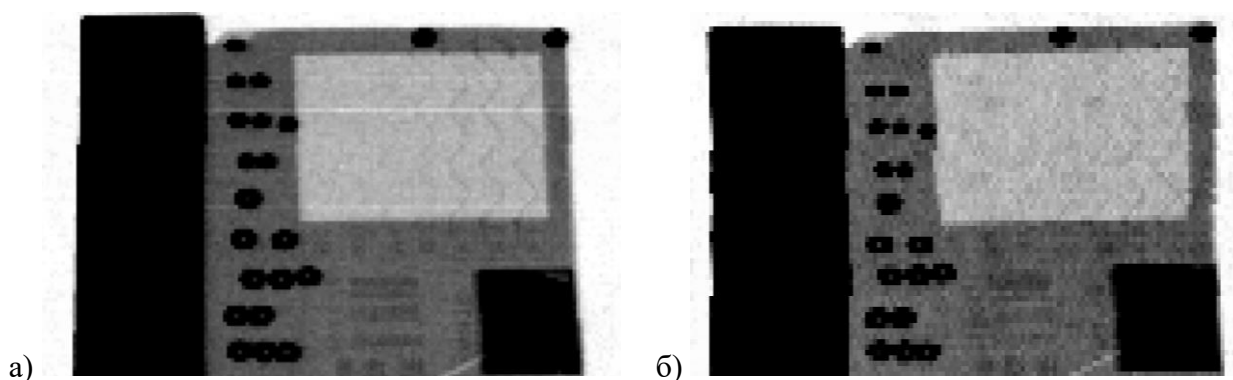


Рисунок 11. Изображения тест-объекта, полученные на УПДЧ «Хомоскан» (а) и прототипе «Хcounter» в токовом режиме (б) при эффективной дозе 0.3 мкЗв.

Видно, что изображение тест-объекта в токовом режиме для прототипа «Хcounter» по однородности изображения находится на одном уровне с изображением УПДЧ «Хомоскан»,

однако визуализации медных проволок практически отсутствует (рис. 11(б)), и наблюдается только проволока диаметром 0.20 мм. На изображение, полученном на УПДЧ «Хомоскан» (рис. 11(а)) чётко визуализируются три проволоки с диаметрами 0.20 мм, 0.18 мм и 0.16 мм.

Другой метод визуализации объектов, слабо ослабляющих рентгеновское излучение, связан с использованием параметров, полученных в ходе калибровки счетной характеристики для коррекции насыщения по счёту рентгеновских гамма-квантов по всем интенсивностям в диапазоне от «темнового» поля (поля темнового тока) до «белого» поля. Используя коррекцию счётной характеристики детектора по данным моделирования были получены скорректированные на насыщение счётной характеристики изображения тест-объекта в счётном режиме с порогом 20 кэВ на прототипе «Xcounter» при дозовых нагрузках 0.15 и 0.3 мкЗв. Однако, даже с учётом линеаризации визуализация проволок в счётном режиме ограничена. Это обусловлено увеличением статистического разброса по сравнению с исходным пуассоновским разбросом детектирования гамма-квантов из-за насыщения счётного режима и последующей линеаризации. То есть при коррекции (линеаризации) счётной характеристики можно восстановить только средние значения сигнала, при этом получая более высокий разброс.

По результатам обработки экспериментальных данных и данных Монте-Карло моделирования в Geant4, представленных в главах 3 и 6, было показано, что возможность уменьшения дозовых нагрузок за счёт уменьшения интенсивности рентгеновского излучения ограничена требованиями, предъявляемыми ГОСТ [7] к УПДЧ. Кроме того, предполагая, что результаты моделирования с хорошей точностью описывают экспериментальные данные, можно говорить о том, что:

- для сохранения проникающей способности по стали на уровне толщины клина 22 мм предельная кратность уменьшения дозовой нагрузки составляет $\sim 6.3 \pm 0.6$ раз относительно эффективной дозы 0.3 мкЗв на основании экспериментальных данных на прототипе «Xcounter»;
- для сохранения предельного контраста по медной проволоке диаметром 0.15 мм предельная кратность уменьшения дозовой нагрузки составляет ~ 3 раза относительно эффективной дозы 0.3 мкЗв на основании визуальной оценки изображений, полученных по данным Монте-Карло моделирования со сцинтиллятором GAGG.

Для сравнения с данными аналитической модели, представленными в главе 2 для счётного детектора на основе GAGG и SiPM, на рисунке 6.18 приведен график зависимости DQE от эффективной дозы для экспериментально полученного среднего значения мёртвого

времени 253 нс, вызванного наложением импульсов, для прототипа «Xcounter». А также график для DQE при мёртвом времени равно времени высвечивания сцинтиллятора GAGG. При этом время восстановления ячейки SiPM = 300 нс было использовано для обеих кривых.

Исходя из различий экспериментальной и модельной кривой на рисунке 12, для более точной оценки мёртвого времени, связанного с наложением импульсов, в предлагаемой модели необходимо использовать реально измеренную форму импульса предполагаемых детекторных единиц сканирующей системы, определяющуюся не только временем высвечивания сцинтиллятора, но и реакцией фронт-энд электроники на свёртку распределения сцинтилляционных фотонов и формы одноэлектронного сигнала SiPM, а также возможными параметрами цифровой фильтрации в пост-обработке. Так как было показано (в главе 5), что именно ширина импульса после цифровой фильтрации определяет (и практически равна) мёртвому времени.

Условно считая, что $DQE \geq 90\%$ является достаточным для детектирующей системы, по экспериментальной кривой на рисунке 12 можно говорить, о линейности прототипа «Xcounter» до интенсивностей $4 \cdot 10^5 \text{ c}^{-1}$ на канал.

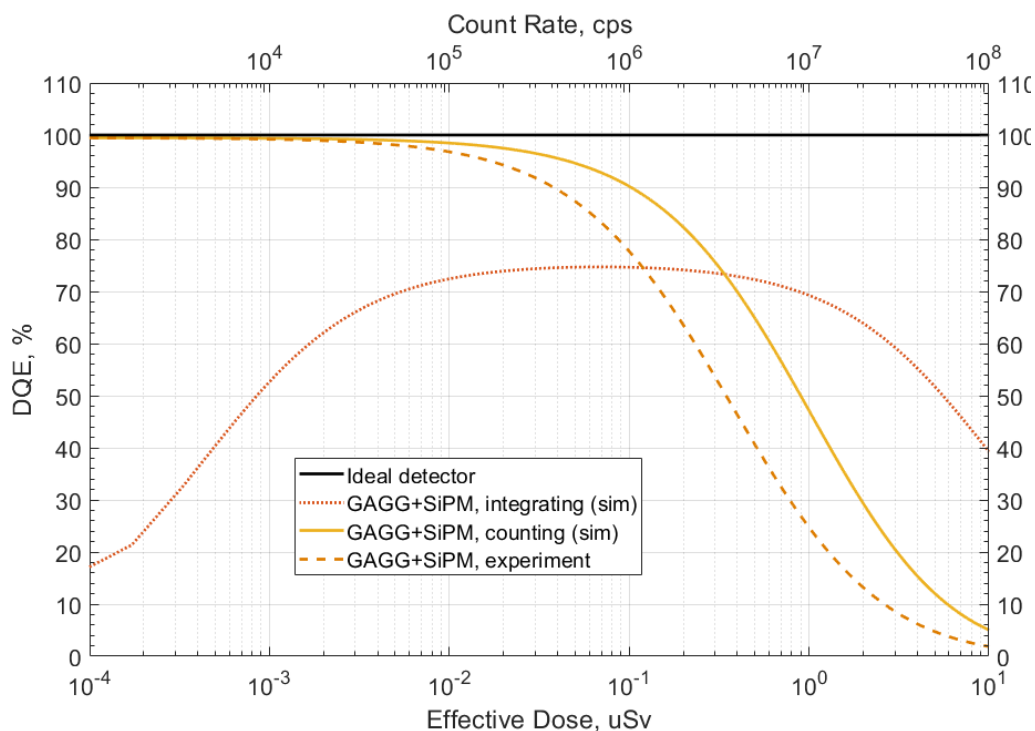


Рисунок 12. Зависимость DQE от величины эффективной дозы.

В таблице 1 приведены вычисленные значения соответствующих шум-факторов $F_{\text{pile-up}}$ на основе экспериментально полученного мёртвого времени для прототипа «Xcounter». Его среднее значение составило 1.81 ± 0.03 .

Таблица №1. Значение шум-фактора $F_{pile-up}$ для каналов прототипа «Xcounter», соответствующее эффективной дозе 0.3 мкЗв.

Парам.\№	1	2	3	4	5	6	7	8
$F_{pile-up}$	1,83	1,85	1,81	1,85	1,85	1,7	1,83	1,83
Парам.\№	9	10	11	12	13	14	15	16
$F_{pile-up}$	1,85	1,81	1,83	1,84	1,73	1,78	1,79	-

Таким образом, основной причиной плохой визуализации проволок в счётном режиме является величина данного шум-фактора, вызванного наложением импульсов. Именно высокое DQE при регистрации высокоинтенсивных потоков рентгеновских гамма-квантов, имеющих не высокую вероятность взаимодействия с тонкими структурами типа медных проволок и окружающих их органического стекла, отображает реальную способность визуализации объекта.

В токовом режиме работы при регистрации потоков высокой интенсивности прототип «Xcounter» визуализирует две из трёх требуемых проволоки (0.20 и 0.18 мм в диаметре соответственно), что говорит о более высоком DQE при эффективной дозе 0.3 мкЗв в сравнении с счётным режимом. Тем не менее, DQE детектора на основе SiPM в токовом режиме хуже системы на pin-диодах в интересующем диапазоне эффективных доз, что связано с более высоким PDE pin-диоода и отсутствием шум-факторов, вызванных коррелированными процессами SiPM, такими как *crosstalk* и *afterpulsing*.

Таким образом для создания полномасштабной детектирующей системы на основе быстрых сцинтилляторов и SiPM для рентгеновских УПДЧ, работающих в диапазоне интенсивностей, обеспечивающих эффективную дозу менее 0.3 мкЗв можно сформулировать следующие требования.

Для обеспечения высокого $DQE \geq 90\%$, используемый сцинтиллятор должен обеспечивать эффективность регистрации гамма-квантов во всём диапазоне энергий (0-140 кэВ) на уровне 100 %. Это может быть достигнуто путём использования тяжёлых сцинтилляторов (например, LYSO\LSO) или увеличением толщины кристалла (например, GAGG) в направлении распространения излучения до 10-15 мм. С учётом этого, мёртвое время детектора, связанное с наложением импульсов не должно превышать ≈ 24 нс, что также определяет максимально допустимую длительность положительной части формы импульса.

Спектр рентгеновского излучения должен не содержать гамма-кванты с энергиями менее 20 кэВ, чтобы уменьшить влияние низкоэнергетического фона, а также ввиду того, что гамма-кванты данных энергий не проходят значительную часть исследуемых объектов. Это

возможно реализовать с помощью увеличение толщины, например, алюминиевых фильтров на выходе рентгеновской трубки на несколько миллиметров.

Время восстановления ячеек SiPM в меньшей степени влияет на насыщение счётной характеристики, однако, исходя из аналитической модели не должно превышать 300 нс. С другой стороны, для обеспечения линейности режима работы самого SiPM при детектировании больших потоков оптических фотонов, соответствующих сцинтилляционным вспышкам, можно использовать SiPM с большим количество ячеек > 10000 штук, что может быть достигнуто с помощью моделей SiPM, имеющих ячейки размером 25 мкм, что также приводит и к уменьшению времени восстановления такой ячейки за счёт уменьшения её ёмкости.

Также можно оценить требуемое максимальное энергетическое разрешение перспективной сборки сцинтиллятор и SiPM для обеспечения 100% вероятности регистрации с помощью пороговой дискриминацией всех событий рентгеновского спектра. Введём следующее условие:

$$A_s \geq 3\sigma_b + 3\sigma_s \quad (7),$$

где A_s – среднее значение амплитуды сигнала, соответствующее полному поглощению гамма-кванта с энергией 20 кэВ; σ_s – среднеквадратичное отклонение от среднего значения сигнала (A); σ_b – среднеквадратичное отклонение от среднего пьедестала (шумов электронного тракта, темновых импульсов SiPM и отдельно сработавших ячеек SiPM, вызванных фотонами послесвечения сцинтиллятора). Условие (7) сформулировано на основе правила «трёх сигм» (предполагая нормальное распределение) для обеспечения вероятности $P = 0,9973$ детектировать истинное событие (гамма-квант) и исключить ложное (пьедестал). Так как энергетическое разрешение R_E для фиксированного энерговыделения (средней амплитуды сигнала) задаётся:

$$R_E = \frac{2,356 * \sigma_s}{A_s} * 100\% \quad (8),$$

то, выражая σ_s из (8) и подставляя это в (7), получаем условие для R_E :

$$R_E \leq 2,356 * \left(\frac{1}{3} - \frac{\sigma_b}{A_s} \right) * 100\% \quad (9).$$

Таким образом, с учётом минимальной энергии спектра 20 кэВ ($A_s = 20$ кэВ) и, например, $\sigma_b = 3$ кэВ (в эквивалентных энергии единицах), можно оценить максимальное энергетическое разрешение сборки сцинтиллятор и SiPM для обеспечения 100% вероятности регистрации рентгеновских гамма-квантов, $R_E = 43,2 \%$ для энергии (20 кэВ).

Кроме того, формировка фронт-энд электроникой отклика SiPM на сцинтилляционную вспышку должна лишь сглаживать форму импульса, предотвращая ложные срабатывания

счётчика в том числе и на темновые одноэлектронные сигналы, как это реализовано в плате фронт-энд электроники прототипа «Xcounter».

Разработанный прототип детекторного модуля «Xcounter» - первый шаг к созданию полноразмерной системы. Уменьшив потери эффективности данного прототипа, увеличив толщину сцинтиллятора в направлении распространения излучения, а также увеличив плотность размещения сцинтилляторов и используя самые последние достижения в разработке кремниевых фотоумножителей, технически можно обеспечить работу детектирующей системы в линейном по счёту гамма-квантов режиме с более высоким энергетическим разрешением.

С помощью современных систем на кристалле или FPGA, можно реализовать использованный для «оффлайн» обработки цифровой алгоритм фильтрации и поиска событий внутри модулей и уменьшить количество передаваемой в систему обработки данных информации, что важно для создания полномасштабной системы. В случае реализации простого счётного режима без использования быстрых («флэш») АЦП, позволяющих обрабатывать полные формы сигналов (осциллограммы) вместо FPGA можно использовать цифровые счётчики для пороговой дискриминации амплитуды, встроенные в фронт-энд электронику детекторного модуля для каждого отдельного канала. Для реализации многооконного счётного режима количество счётчиков на каждом канале увеличивается в количество раз, равное количеству окон, необходимых для визуализации изображения.

В заключении перечислены основные результаты и вывод:

- разработан и исследован прототип детектирующего модуля для рентгеносканирующей установки персонального досмотра человека, состоящий из линейки кремниевых фотоумножителей и сцинтилляционных кристаллов GAGG, платы фронт-энд электроники и системы оцифровки данных, способный одновременно работать в дуальном режиме: счётном и токовом, что позволяет снизить дозу или повысить контраст;
- разработан метод калибровки энергетической шкалы с помощью сформированного алюминиевым фильтром рентгеновским спектром, позволяющим получить равномерную скорость счёта по всем 15 каналам прототипа с энергетическим разрешением $(34 \pm 1) \%$ ($E_\gamma = 59.6$ кэВ) при использовании цифровой фильтрации импульсов в линейном режиме по счёту до интенсивности $4 \cdot 10^5 \text{ с}^{-1}$;
- разработан цифровой метод обработки данных, полученных при просвечивании исследуемого объекта рентгеновским излучением в течение сканирования. Создано

программное обеспечение для работы с детекторным модулем и визуализации результатов сканирования;

- разработана методика численного анализа качества изображений, полученных при проекционном рентгеновском сканировании стандартных фантомов, на основе параметра «контраст-шум»;
- проведено сравнение разработанного модуля с коммерчески доступным аналогом на основе разработанной методики численного анализа качества изображений и впервые экспериментально продемонстрирована возможность понижения дозы за одно сканирование в 6.3 ± 0.6 раза относительно нормы, установленной СанПиН [6], при сохранении проникающей способности по стали на уровне 22 мм, что соответствует современным стандартам ГОСТ [7]. Кроме того, показано, что чувствительность разработанного модуля находится на предельном уровне, ограниченном дробовым шумом потока рентгеновских квантов.

Основное содержание диссертации было опубликовано в следующих работах:

[1] D.E. Philippov et. al., SiPM MEGPhI megagrant developments in nuclear medicine // Physics Procedia, Vol. 74, pp. 36-43, 2015.

[2] D.E. Philippov et. al., Development of event reconstruction algorithm for full-body gamma-camera based on SiPMs // J. Phys. Conf. Ser., Vol. 675, 042045, 2016.

[3] D.E. Philippov et. al., Digital Signal Processing for SiPM Timing Resolution // J. Phys. Conf. Ser., Vol. 798, Is. 1, 012220, 2017.

[4] D.E. Philippov et. al., Development of SiPM-based X-ray counting scanner for human inspection // IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 65, Is. 8, pp. 2013-2020, 8263160, 2018.

Другие источники:

[5] Radiation Safety for Personnel Security Screening Systems Using X-Ray or Gamma Radiation // ANSI/HPS Standard N43.17-2009.

[6] Об Утверждении СанПиН 2.6.1.3106-13 "Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при использовании рентгеновских сканеров для персонального досмотра людей" от 16 сентября 2013 г. N 44.

[7] ГОСТ Р 55249-2012, Воздушный транспорт. Аэропорты. Технические средства досмотра. Общие технические требования.

[8] <http://медрентех.рф/homoscan/>

[9] E.Jr. Schioppa, Prospects for spectral CT with Medipix detectors // Proceedings of Science: Technology and Instrumentation in Particle Physics, 2014.

- [10] T.O Tumer et. al., Preliminary Results Obtained from a Novel CdZnTe Pad Detector and Readout ASIC Developed for an Automatic Baggage Inspection System // IEEE Nuclear Science Symposium: Conference Record, 2001.
- [11] K.E. Kuper et. al., On reachable energy resolution of SiPM based scintillation counters for X-ray detection // JINST, Vol. 12, P01001, 2017.
- [12] H. Morita et. al., Novel photon-counting low-dose computed tomography using a multi-pixel photon counter // Nucl. Instr. And Meth. in Phys. Res. A, Vol. 857, pp. 58-65, 2017.
- [13] S. Vinogradov, A. Arodzero, R.C. Lanza, Performance of X-ray detectors with SiPM readout in cargo accelerator-based inspection systems // IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC): Conference Record, 2013.
- [14] N. Desai, A. Singh, D. Valentino, Practical evaluation of image quality in computed radiographic (CR) imaging systems // Proc. SPIE 7622, Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging, 76224Q, 2010.
- [15] J. Bushberg et al., The Essential Physics of Medical Imaging 3rd Edition // 7817 Raven Press, ISBN 9780781780575, 2012.
- [16] Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation // ICRP Publication 74, Ann. ICRP 26 (3-4), 1996.
- [17] S. Vinogradov et al., Probability distribution and noise factor of solid state photomultipliers signals with crosstalk and afterpulsing // IEEE NSS Conf. Rec., 2009.
- [18] S. Vinogradov et al., Efficiency of Solid State Photomultipliers in Photon Number Resolution // IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 58, No.1, pp. 9-16, 2011.
- [19] S. Vinogradov, Analytical models of probability distribution and excess noise factor of solid state photomultiplier signals with crosstalk // Nucl. Instr. And Meth. in Phys. Res. A, Vol. 695, pp. 247-251, 2012.
- [20] S. Vinogradov, Probabilistic analysis of solid state photomultiplier performance // Advanced Photon Counting Techniques VI Proceedings, Vol. 8375, 83750S, 2012.
- [21] <http://www.c-and-a.jp/GAGG.html>
- [22] W. Hartinger, KETEK SiPM Product Report // NDIP, France, 3rd July, 2014.
- [23] M2i.20XX Datasheet // Spectrum Instrumentation.
- [24] <https://matlab.ru/products/matlab>
- [25] J.W. Muller, Generalized dead times // Nucl. Instr. And Meth. in Phys. Res. A Accel. Spectrom. Detect. Assoc. Equip., Vol. 301 (3), pp. 543-551, 1991.
- [26] T. Yanagida, Development of X-ray-induced afterglow characterization system // Applied Physics Express 7, 062401, 2014.