



*XI Всероссийская
научно-практическая
конференция производителей
рентгеновской техники*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
22 НОЯБРЯ 2024**

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

*XI Всероссийская
научно-практическая конференция
производителей рентгеновской техники*

ПРОГРАММА
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ

22 ноября 2024 г.

Санкт-Петербург
2024

XI Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2024. 112 с.

ISBN 978-5-7629-3417-6

ОРГКОМИТЕТ

Шелудько В.Н., д.т.н., ректор СПбГЭТУ (председатель)

Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)

Семенов А.А., д.т.н., проректор по научной и инновационной деятельности СПбГЭТУ

Блинов Н.Н., д.т.н., директор НПАО «АМИКО»

Буклей А.А., к.т.н., генеральный директор ООО «Флэш электроникс»

Васильев А.Ю., д.м.н., проф., заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАН

Дабагов А.Р., д.т.н., президент ЗАО «Медицинские Технологии Лтд»

Ерошкин С.Б., генеральный директор АО «Инновационный центр «Буревестник»

Красильников С.Б., генеральный директор ООО «Синтез НПФ»

Куликов Н.А., к.т.н., директор АО «Светлана-Рентген»

Таубин М.Л., д.т.н., г.н.с. АО «Научно-исследовательский институт Научно-производственное объединение «ЛУЧ»

Усачев Е.Ю., к.т.н., директор научно-производственного центра «Средства неразрушающего контроля» РТУ МИРЭА

Элинсон М.Б., к.т.н., президент АО «Научно-исследовательская производственная компания «Электрон»

Мазуров А.И., к.т.н., научный руководитель АО «Научно-исследовательская производственная компания «Электрон»

Иванищев И.В., директор ООО «Сервисмед-Групп»

Кострин Д.К., д.т.н., доц. каф. ЭПУ СПбГЭТУ

Грязнов А.Ю., д.т.н., проф. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (ученый секретарь конференции)

ISBN 978-5-7629-3417-6

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2024

ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

Уважаемые коллеги!

Рад приветствовать Вас на XI Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники.

Вот уже в одиннадцатый раз наш университет собирает в своих стенах исследователей, разработчиков, производителей и пользователей рентгеновской аппаратуры самого различного назначения.

Каждый год мы встречаемся, чтобы обсудить новые тенденции в производстве источников и приемников рентгеновского излучения, вопросы совершенствования рентгенодиагностики и защиты от неиспользуемого рентгеновского излучения и многие другие задачи и проблемы рентгенотехники.

Как представителей высшего учебного заведения нас радует, что подобные встречи дают возможность многим студентам найти место для своей будущей профессиональной деятельности- ведь почти на каждом предприятии, сотрудники которого участвуют в нашей конференции трудятся выпускники СПбГЭТУ.

Уважаемые друзья, мы рады тому, что в любых условиях – будь то коронавирус или сложные политические условия – наша конференция каждый год является местом встречи заинтересованных специалистов и, по традиции, всегда рады видеть вас всех – от студентов до академиков – среди ее участников!

*С наилучшими пожеланиями,
сопредседатель оргкомитета ВКПР*



Потрахов Н.Н.

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

24 ноября 2024

Пленарное заседание (конференц-зал 5 корпуса)

- 9³⁰ **Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10⁰⁰ **Торжественное открытие конференции**
Семенов А.А., д.т.н., проректор по научной и инновационной деятельности СПбГЭТУ
Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)
- 10¹⁵ **Разработки СПбГЭТУ «ЛЭТИ» в области рентгенографии**
Потрахов Н.Н., Потрахов Ю.Н., Гук К.К., Потрахов Е.Н.
- 10³⁰ **Возможности метода мягколучевой рентгенографии в семенном и зерновом контроле**
Архипов М.В., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Конончук А.П., Потрахов Н.Н., Староверов Н.Е.
- 10⁴⁵ **Перспективные рентгеновские технологии для судебно-медицинской экспертизы огнестрельной травмы**
Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Леонов С.В., Леонова Л.А., Блинов Н.Н. (м)
- 11⁰⁰ **Перспектива развития метода конусно-лучевой компьютерной томографии в отечественном сегменте рынка медицинской техники**
Переверзев Н.Ю., Блинов Н.Н., Горлычева Е.Г.
- 11¹⁵ **Высокоразрешающие двумерные рентгеновские детекторы с использованием кристаллов сцинтилляторов**
Асадчиков В.Е., Федоров В.А., Бузмаков А.В., Роцин Б.С., Дьячкова И.Г., Кузин С.В.
- 11³⁰ **Виртуальный растр для маммографии**
Шунков Ю.Е., Виноградов И.В., Булатов З.В., Варламов С.А., Поздняков Д.В., Касюк Д.М., Дабагов А.Р.
- 11⁴⁵ **Особенности и преимущества использования плоскочелюстных детекторов повышенного разрешения в общей рентгенографии**
Баринов А.А., Ещенко Г.В., Булатов З.В., Смирнова А.В., Дабагов А.Р.
- 12⁰⁰ **Устройство контроля радиационных параметров и электрических характеристик «Фотон-1»**
Лелюхин А.С., Муслимов Д.А.
- 12¹⁵ **Способ моделирования радиационного выхода рентгеновской трубки**
Грязнов А.Ю., Бочерилов А.Д., Холопова Е.Д., Гук К.К., Александрова А.А., Баранов И.М., Громов О.В.
- 12³⁰ **Обед**
- 13¹⁵ **Методы регистрации движущихся объектов с помощью постоянного и импульсного источников рентгеновского излучения**
Комарский А.А., Корженевский С.Р., Криницин В.В.
- 13³⁰ **Томограф нового поколения для разномасштабной рентгеновской диагностики**
Чукалина М.В., Николаев Д.П., Арлазаров В.В., Арлазаров В.Л., Шелков Г.А.
- 13⁴⁵ **Применение микрофокусной рентгенографии для исследования какао-бобов**
Белецкий С.Л., Линовская Н.В., Потрахов Н.Н.
- 14⁰⁰ **Программа автоматического цифрового анализа качества семян овощных культур**
Мусаев Ф.Б., Желудков А.Г., Белецкий С.Л. Потрахов Н.Н.

- 14¹⁵ **Размытие фокусного пятна и особенности теплового режима в «тонких» мишенях микрофокусных рентгеновских трубок**
Козлов Е.А., Грачев Е.Ю., Трубицын А.А.
- 14³⁰ **Отечественные излучатели семейства ИРД и ИРМ. Производство и опыт применения**
Горлов А.П.
- 14⁴⁵ **Перспективы развития рентгеноспектральной аппаратуры**
Лукьянченко Е.М.
- 15⁰⁰ **Аналитическое оборудование производства НПО «Спектрон»**
Хуторной А.Ю., Букин К.В., Пьянкова Л.А., Семеньков В.С.
- 15¹⁵ **Программная генерация калибровочных карт плоскопанельного детектора по коэффициентам передаточных характеристик пикселей в томографической системе со сменными металлическими фильтрами**
Воротилов Р.Ю.
- 15³⁰ **Программная генерация калибровочных карт плоскопанельного детектора по коэффициентам передаточных характеристик пикселей с учетом формы рентгеновского пучка в системе с подвижным детектором**
Воротилов Р.Ю.
- 15⁴⁵ **Импульсные рентгеновские трубки и компактные ускорители в металлокерамическом исполнении**
Бочков В.Д., Бочков Д.В., Панов П.В., Филатов Д.В., Юрьев А.Л.
- 16⁰⁰ **Разработка рентгеновских источников миллисекундного и микросекундного диапазонов для государственного первичного специального эталона ГЭТ 134**
Аврамов В.В., Кононов А.К., Коротков С.А., Логачёв А.А., Мишкинис Е.Б., Хасаев Т.О.
- 16¹⁵ **Подход к проведению радиационного контроля переносных рентгеновских аппаратов в нестационарных условиях**
Шацкий И.Г., Водоватов А. В.
- 16³⁰ **Контроль качества топливных элементов для энергетических установок на основе результатов рентгеновской компьютерной томографии**
Бакшеев И.К.
- 16⁴⁵ **Разработка виртуальной модели томографической системы**
Сайгушева А.В., Тимофеев А.А.
- 17-00 **Круглый стол**
- 17-30 **Торжественное закрытие конференции**

ВОЗМОЖНОСТИ МЕТОДА МЯГКОЛУЧЕВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В СЕМЕННОМ И ЗЕРНОВОМ КОНТРОЛЕ

*Архипов М.В. (СЗЦПО-СПбФИЦРАН),
Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Конончук А.П. (ФГБНУ АФИ),
Потрахов Н.Н., Староверов Н.Е. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

До настоящего времени в отечественной и зарубежной литературе отсутствует системная информация о типах хозяйственно значимых скрытых дефектах и аномалий, степени их выраженности экогенного и антропогенного характера для различных агротехнологий. Полученные результаты в данном направлении представляют интерес, как для научных экспериментов прецизионного характера, так и для массовых анализов качества партий зерна в соответствующих службах контроля. Следует отметить, что комплексность подхода в семенном и зерновом контроле связана с получением информации о морфометрических показателях зерновки и корреляции этих результатов с ростовыми или технологическими показателями партий зерна.

В этом плане применение рентгеновского метода выявления, оценки и ранжирования различных типов хозяйственно значимых скрытых дефектов и аномалий формообразующих органов зерновки является важным направлением. Так, данные рентгенографического анализа семян ячменя сорта Криничный свидетельствуют о том, что при выращивании растений в условиях мелкоделяночного опыта доля сформированных семян со сильной трещиноватостью составляет 12 %, энзимомикозным истощением – 9 % и невыполненных – 7 %. В полевом производственном опыте эти показатели были равны 71 %, 25% и 9%, а в фитотроне они составили соответственно 3%, 2% и 49 %. Для семян овса сорта Козырь эти показатели составили для мелкоделяночного опыта – 1 %, 6% и 2%, для производственного опыта – 9%, 26% и 4 % и для варианта в фитотроне, соответственно, 1%, 0 % и 68 %. Возможные причины возникновения различий в степени скрытых повреждений и аномалий зерновки связаны с различиями в условиях формирования и получения семенного материала. Предполагается, что существенное возрастание (до 68%) доли щуплых (невыполненных) семян может быть связано с ограниченностью времени эксплуатации фитотронного комплекса, особенностями светового режима, а также проведением более ранней уборки семян.

Оценка степени структурной целостности зерновки непосредственно сразу после уборки, не дожидаясь периода послеуборочного дозаривания, позволяет характеризовать уровень скрытой поврежденности партий зерна именно в тот период, когда традиционные методы определения всхожести семян и технологически характеристик зерна еще неприменимы.

С научной точки зрения представляет интерес развитие рентгенографических исследований по морфометрической оценке рентгенообразов зародышей жизнеспособных и нежизнеспособных семян на стартовых этапах прорастания в течение первых суток замачивания. При этом возможно дифференцировать при этом процессы физического набухания от физиологических процессов начального прорастания.

Проведение дальнейших экспериментов этих направлениях позволит получить дополнительную информацию о раннем влиянии скрытых дефектов на стартовые изменения состояния зародышей и на посевные качества семян.

ВЫСОКОРАЗРЕШАЮЩИЕ ДВУМЕРНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ДЕТЕКТОРЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КРИСТАЛЛОВ СЦИНТИЛЛЯТОРОВ

Асадчиков В.Е., Федоров В.А., Бузмаков А.В., Роцин Б.С., Дьячкова И.Г. (НИЦ "Курчатовский институт"), Кузин С.В. (НИЦ "Курчатовский институт", ИКИ РАН)

Разработан и испытан рентгеновский детектор на основе CMOS матрицы с фронтальным типом засветки (FSI), форматом 2064×1544 пикселей с размером пикселя 3.45 мкм. Емкость потенциальной ямы – 1800 электронов. Детектор обеспечивает возможность получения до 50 кадров в секунду. Для обеспечения более высокой эффективности регистрации в жёстком рентгеновском диапазоне (длина волны 0.5 Å и менее) в состав детектора включён кристаллический сцинтиллятор YAG:(Ce,Tb). Исследования спектров высвечивания этого и других кристаллов сцинтилляторов проводилось на специально разработанном рентгеновском спектрометре.

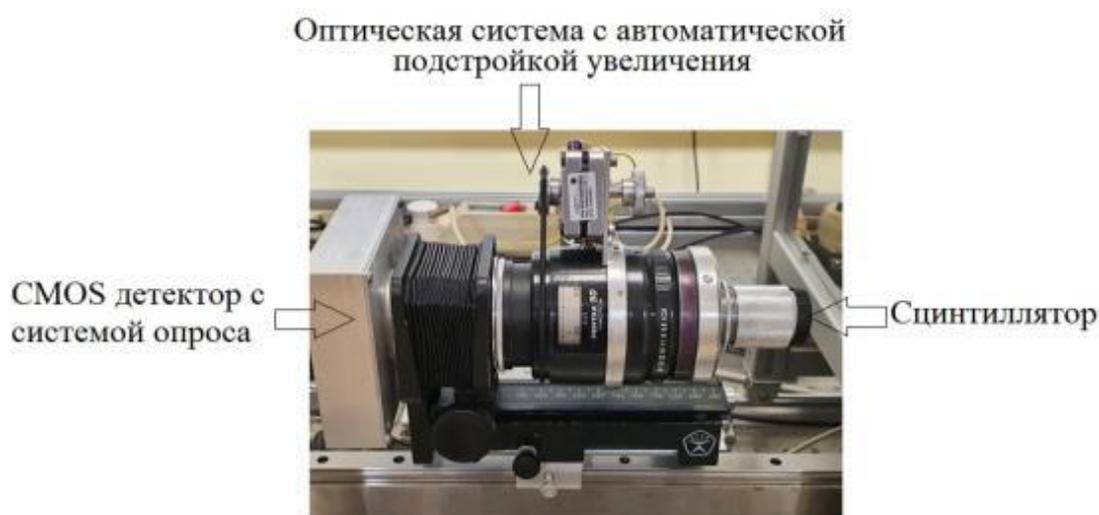


Рис. 1. Фотография разработанного детектора для рентгеновской микротомографии.

Эффективность и время затухания люминесценции такого кристалла ($\tau \sim 3$ мс), удовлетворяют условиям проведения таких экспериментов в лабораторных условиях. В частности, удается получить достаточно четкое изображение тест объектов с пространственным разрешением на уровне шести микрометров за 10 секунд. Повышение пространственного разрешения требует изготовления более тонких пластинок из этих материалов, что является нашей ближайшей задачей. С другой стороны, более быстрая регистрация изображений требует и большей интенсивности излучения, что реализуется с использованием синхротронного излучения. В таких случаях перспективно применение более быстрого сцинтиллятора из кристаллов YAG:Ce. Эти кристаллы, хотя и менее эффективны, но обладают существенно лучшим быстродействием ($\tau \sim 70$ нс).

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект 23-72-30002) (в части изготовления двумерного рентгеновского детектора), и в рамках Государственного задания НИЦ «Курчатовский институт» (в части изготовления сцинтилляторов) и в рамках задания Минобрнауки России Грант №075-15-2024-637 (в части изучения свойств кристаллов сцинтилляторов).

ПРОГРАММА АВТОМАТИЧЕСКОГО ЦИФРОВОГО АНАЛИЗА КАЧЕСТВА СЕМЯН ОВОЩНЫХ КУЛЬТУР

Мусаев Ф.Б. (ФГБНУ ФНЦО), Белецкий С.Л. (ВНИИКП – филиал ФНЦ «Пищевые системы»), Желудков А.Г., Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Контроль за качеством высеваемых семян в развитых странах, находится в ведении государства, создаются семенные страховые фонды, что является основой продовольственной независимости страны. Российская Федерация, в этом плане, не является исключением [1]. Большинство регионов нашей страны с неблагоприятными почвенно-климатическими условиями не позволяют вести промышленное семеноводство овощных культур, с их повышенной теплотребовательностью в период генеративного развития. Главной проблемой в овощном семеноводстве остается качество производимых семян. Также затруднен сортовой и семенной контроль при большом объеме производства овощной продукции в личных подсобных хозяйствах населения. Стандартные методы анализа качества семян не сполна отвечают современным требованиям земледелия. Необходимо применение методов, отличающихся высокой информативностью, быстротой и легкостью исполнения.

Рентгенографический метод анализа качества партий семян и зерна, разработанный сотрудниками ФНЦ овощеводства, Агрофизического НИИ и Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета уже в достаточной мере показал свою эффективность [2,3]. Новые разработки обеспечили существенное улучшение качества рентгеновских снимков, благодаря применению микрофокусных рентгеновских излучателей [4,5]. Перспективным направлением развития метода рентгенографии семян является его автоматизация, программная обработка как одного рентгеновского снимка, так и пакета снимков до 50 шт. с автоматическим анализом скрытых дефектов и недостатков [6,7].

В коллаборации сотрудников вышеназванных учреждений разработано и апробировано новое программное обеспечение под названием «СортСемКонтроль-3.0». Программа предназначена для автоматического анализа графических файлов рентгенограмм семян овощных культур. Программа обладает следующими техническими характеристиками: тип ЭВМ-IBM PC совместимый с ПК; язык C++; ОС - Windows XP и выше; объём программы – порядка 2 Мб. В ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» совместно с ФГБУ НИИ проблем хранения Росрезерва разработан и прошёл успешную апробацию модернизированный аппаратно-программный комплекс, который состоит из рентгенодиагностической установки ПРДУ-02 или ПРДУ-03, цифрового плоскочувствительного приемника рентгеновских изображений с разрешением получаемого изображения не менее 2400×3000 точек и персонального компьютера (рис. 1). Для данного комплекса разработаны несколько версий программного обеспечения «Агротест» для исследования скрытых дефектов зерна и «СортСемКонтроль» для выявления дефектов семян овощных культур.

Разработан алгоритм автоматического цифрового анализа рентгеновских изображений внутренней структуры семян, состоящий из нескольких этапов. Ниже приводим основные этапы автоматизированного анализа рентгенограмм семян на примере программы «СортСемКонтроль-3.0».

Для получения адекватного цифрового образа семян необходима предварительная цифровая обработка изображений:

- масштабирование динамического диапазона яркостей изображения;
- подавление помех и общее улучшение качества изображения;
- компенсация искажений, обусловленных погрешностями и конструктивными особенностями аппаратуры съемки.

Компенсация искажений является обязательным приемом для получения адекватного цифрового образа семени. Искажения могут быть вызваны эффектом геометрии съемки и повлиять как на размеры объектов, так и на характеристику их внутренних деталей. Разработано и реализовано программно-геометрическое преобразование изображений, компенсирующее искажение размеров объектов в зависимости от расстояния до источника излучения [8]. Искажение снимков также может быть вызвано наличием на рентгенограммах следов износа рентгеночувствительных пластин в виде точек, полосок, бороздок. Разработан метод их программного обнаружения и удаления, основанный на высокочастотной цифровой фильтрации этого признака. Рисунок 1 содержит пример цифровой фильтрации рентгеновского изображения.



Рис. 1. Пример цифровой фильтрации артефактов рентгенографических изображений семян: слева – исходный снимок, справа – исправленный снимок.

Идентификация объектов на изображении. Для численного решения этой задачи был разработан и программно реализован достаточно эффективный и быстрый численный метод. В силу упомянутой пространственной неравномерности потока излучения при съемке, данную процедуру следует проводить итеративно с уточнением пороговых значений яркости объектов и параметров светового потока на каждом шаге. После того, как объекты выделены, необходимо определить пространственную ориентацию объекта. Для этого есть несколько распространенных способов, в частности, для семян, с учетом их формы, идеально подходит способ, основанный на построении для каждой из них эллипсоида инерции. Для дальнейшего анализа семя можно развернуть по главным осям эллипсоида инерции (рис. 2).

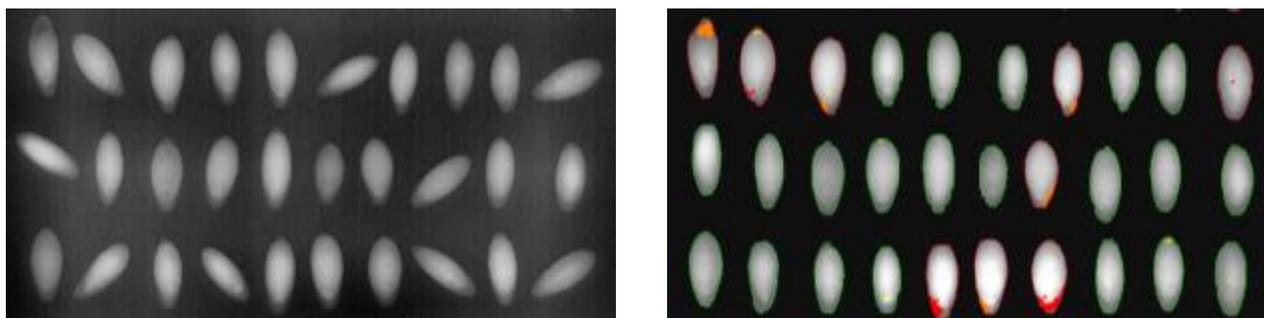


Рис. 2. Пространственная ориентация рентгеновских изображений семян огурца: до программной обработки – слева, после – справа.

Важным показателем, характеризующим биологическую и хозяйственную пригодность семени, обнаруживаемая рентгенографическим методом, является невыполненность семян.

Разработан алгоритм анализа изображения семени для качественной и количественной оценки показателя невыполненности. Шаг дискретизации яркостной компоненты сигнала изображения, задаваемый используемой аппаратурой съемки и оцифровки, принимается за единицу измерения яркости изображения.

Количественная характеристика невыполненности – $F(A)$ вычисляется по формуле

$$F(A) = 100 \cdot \frac{N(A)}{S(A)} \quad (1)$$

где $N(A)$ – суммарное отклонение яркости, $S(A)$ – площадь области A (в пикселях).

На рисунке 3 приведены изображения семян с различными значениями показателя $F(A)$.

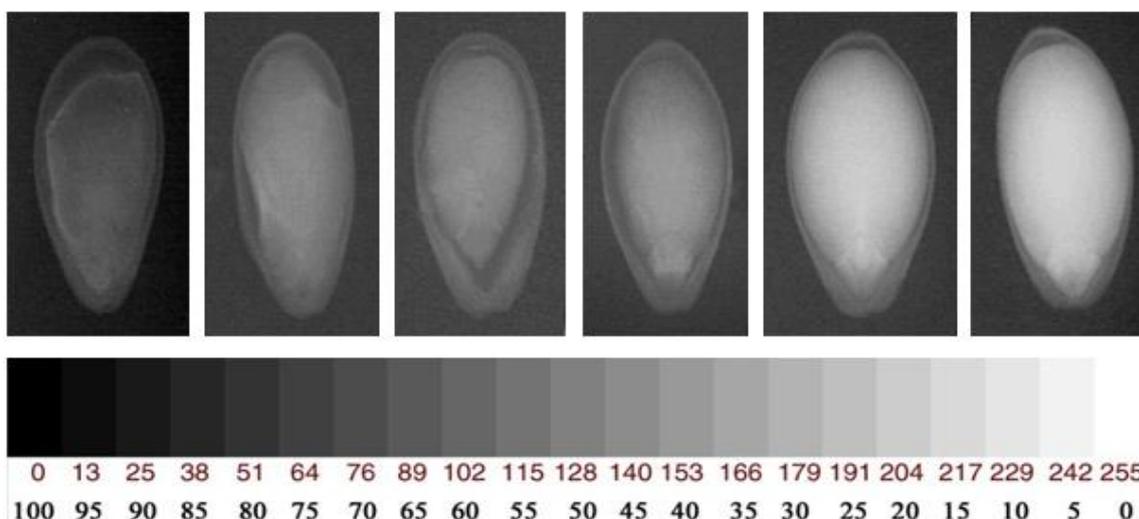


Рис. 3. Рентгенографические изображения семян огурца в различной степени выполненности семядолей.

Дефекты и недостатки внутренней структуры семян выделяются в группы: зеленой рамкой выделяются полноценные семена (рис. 4, а), оранжевая рамка указывает на рыхлую внутреннюю структуру семян, с неполным запасом питательной ткани, именуются они «недовыполненными» семенами (рис. 4, б), «невыполненные» семена окаймлены красной рамкой (рис. 4, в), еще одна группа «уродливые, асимметричные», семена выделяются синей рамкой (рис. 4, г).

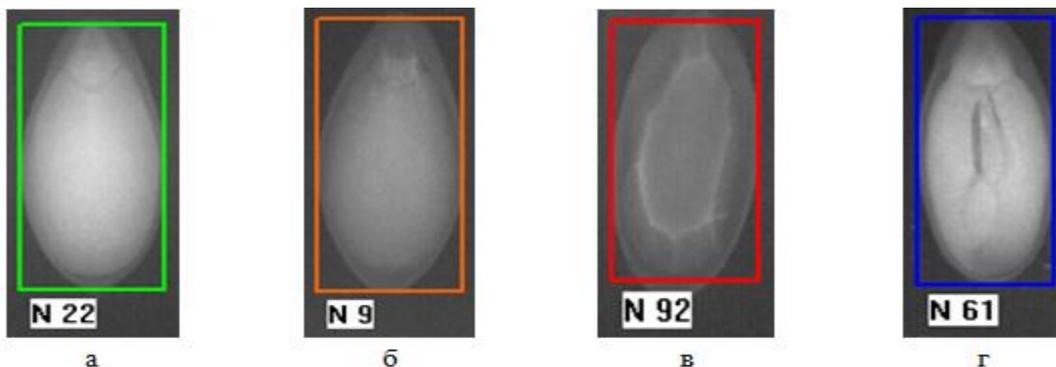


Рис. 4. Основные рентгенпризнаки семян огурца в программе Сортсемконтроль-2: а) полноценные, б) недовыполненные, в) невыполненные, г) уродливые.

Представляем пример анализа доверительных интервалов для показателя выполненность семян (рис. 5). Проанализированы десять рентгенограмм подряд, содержащие по сто семян томата в каждой. После каждой проанализированной рентгенограммы вычислялся размер доверительного интервала с надежностью оценки 0,95 среднего значения показателя выполненность семян, как для текущей рентгенограммы (верхний график), так и для всего проанализированного массива данных, состоящего из текущей рентгенограммы и всех предыдущих (нижний график). Эмпирически установлено, что для среднего значения показателя выполненность семян критическим значением размера 0,95-доверительного интервала можно принять величину 0,1. Как показывают приводимые графики, для обеспечения достоверности оценки степени выполненности партии семян достаточно проанализировать 6-7 рентгенограмм, содержащих в сумме 600-700 семян.

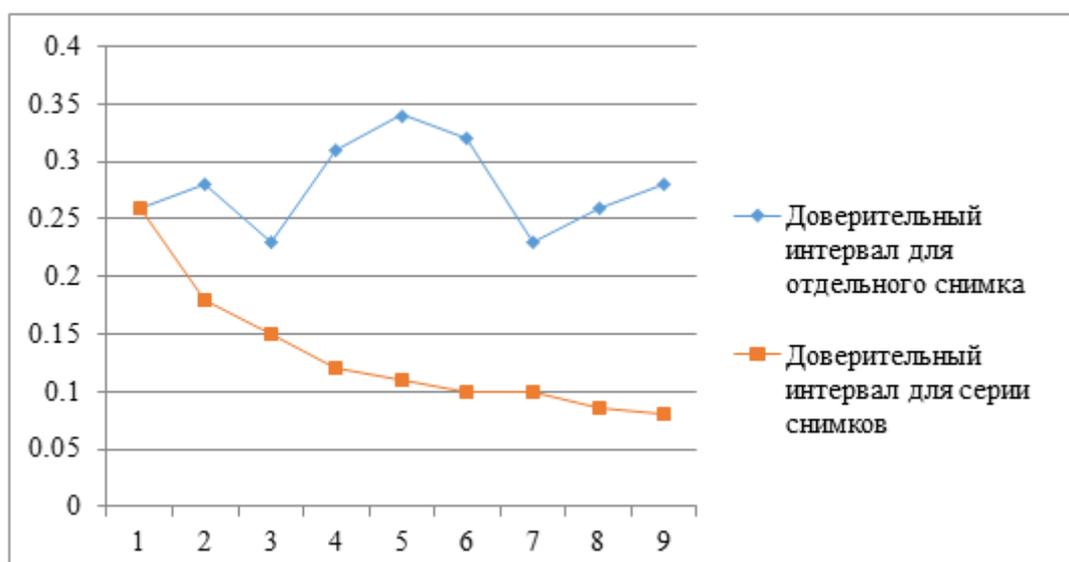


Рис. 5. Достоверность результатов автоматического рентгенографического анализа семян.

Эффективный программно-аппаратный комплекс всестороннего анализа семян рентгенографическим методом – актуальная задача, для решения которых требуется системный подход и комплексное применение биологических, технических и математических знаний. Разработка и внедрение метода автоматического анализа рентгеновских изображений семян овощных культур существенно ускорить сам процесс, повысит его информативность и позволит избавиться от субъективизма, связанного визуальным анализом рентгенограмм.

Литература.

1. Малько А.М. Экспортный потенциал России на мировом рынке семян. // Картофель и овощи. 2017. №6. С.17-20.
2. Архипов М.В., Плугатарь Ю.В., Прияткин Н.С., Малько А.М., Гусакова Л.П., Потрахов Н.Н., Данилова Т.А., Щукина П.А., Макрушин Н.М. Рентгенография в промышленном семеноводстве. // Труды Кубанского государственного аграрного университета. 2020. № 84. С. 48-60.
3. Мусаев Ф.Б., Потрахов Н.Н., Архипов М.В. Рентгенография семян овощных культур // СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016. 207 с.

4. Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б., Гук К.К., Дмитриев А.С., Подымский А.А. Отечественные рентгеновские установки для неразрушающего контроля семейства ПРДУ. // Интеллектуальный пункт пропуска в России и мире: компетентностный подход к созданию. Сборник докладов Международной практической конференции. Санкт-Петербург, 2023. С. 12-15.

5. Velikanov L.P. Some aspects of X-ray method for evaluation of wheat grain geometrical features. Book of Abstracts of the 6th ICA, September 15-18, 1997. Lublin, Poland.

6. Мусаев Ф.Б., Потрахов Н.Н., Белецкий С.Л. Краткий атлас рентгенографических признаков семян овощных культур. Москва: Изд-во ФГБНУ ФНЦО, 2018. 40 с.

7. Белецкий С.Л., Мусаев Ф.Б., Желудков А.Г., Гук К.К., Потрахов Н.Н. Программа для автоматизированного вычисления основных количественно-качественных характеристик партий семян и зерна, получаемых методом рентгенографии (ПАСПОРТ-ЗЕРНО-2.0). Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ RU 2022619922, 26.05.2022. Заявка № 2022618427 от 06.05.2022.

8. Желудков А. Г., Белецкий С. Л., Потрахов Н. Н. Комплексное решение задач автоматизации рентгенографического метода анализа качества семян и зерна злаковых культур// Хлебопродукты. 2016. № 5. С. 58–61.

ПЕРСПЕКТИВА РАЗВИТИЯ МЕТОДА КОНУСНО-ЛУЧЕВОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ОТЕЧЕСТВЕННОМ СЕГМЕНТЕ РЫНКА МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

Переверзев Н.Ю., Блинов Н.Н., Горлычева Е.Г. (НПАО «АМИКО»)

Конусно лучевая компьютерная томография (КЛКТ) активно используется в стоматологии и других медицинских дисциплинах благодаря высококачественным изображениям и минимальной лучевой нагрузке на пациента. Именно поэтому возникает необходимость в создании отечественной КЛКТ системы, которая будет конкурентоспособной на рынке медицинской техники. К несомненным преимуществам КЛКТ можно отнести: получение детализированных трехмерных моделей анатомических структур, что способствует более точной диагностике и планированию лечения. К недостаткам КЛКТ можно отнести низкую чувствительность к мягким тканям, что ограничивает применение в некоторых клинических ситуациях.

На сегодняшний день на рынке появляются все больше КЛКТ систем, имеющих конструктивные сходства с системами мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ (рис.1)), они оснащаются томографическим столом, увеличенным гентри. В такой конфигурации появляется возможность применять конусно-лучевую томографию в исследованиях дистальных отделов конечностей и малых суставов, давая лучевым диагностам получать более детальные и качественные снимки различных анатомических структур.

В работе были рассмотрены 13 конусно-лучевых томографов различных производителей и конструкций. Проводился аналитический и сравнительный анализ по следующим ключевым компонентам КЛКТ систем:

1. Источник рентгеновского излучения;
2. Детектор;

3. Дизайн системы;
4. Программное обеспечение и алгоритм восстановления изображений.

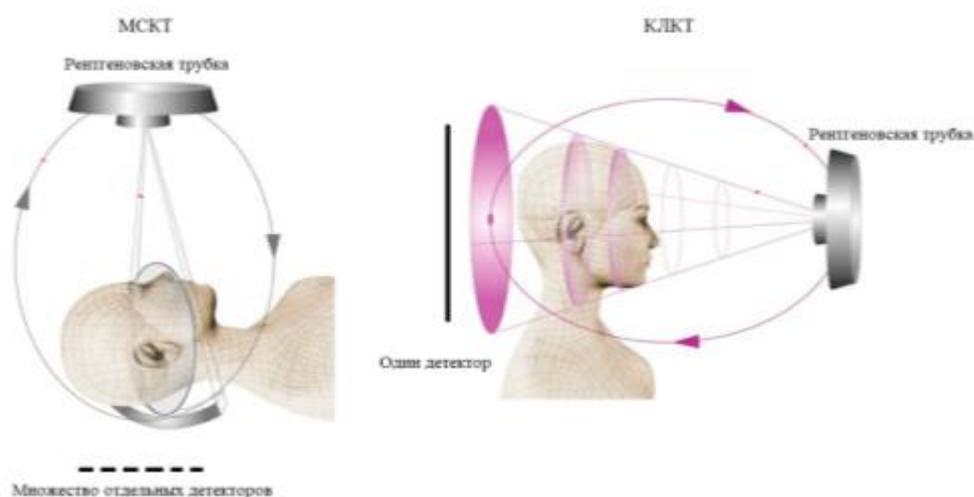


Рис 1. Физический принцип получения изображений с помощью методик МСКТ и КЛКТ.

Наиболее важными компонентами КЛКТ аппаратов точки зрения физико-технических параметров являются рентгеновская трубка и детектор. В вопросе разработки такой системы, особенно важным становится этап подбора пары источник-детектор для отечественной КЛКТ системы, которая будет максимально эффективной с точки зрения лучевой нагрузки, диагностической ценности, получаемых изображений и финансовых затрат. Среди рассмотренных конусно-лучевых систем часть производителей отдала предпочтение моноблочному рентгеновскому излучателю, другая часть - рентгеновской трубке. Таким образом, опираясь на результаты анализа в рамках разработки отечественного конусно-лучевого томографа, обращают на себя внимание рентгеновские трубки отечественного производителя АО «Светлана-Рентген», которые благодаря своим характеристикам могут быть использованы в качестве излучателя в прототипах будущей системы КЛКТ. Следующим этапом остается необходимость в изучении рынка детекторов для отбора моделей, которые также смогут быть применены в ходе производства прототипа для дальнейшего тестирования пары.

Дизайн системы, включающий в себя конструктивные особенности, наличие или отсутствие томографического стола, вертикальное или портальное расположение системы, мобильность сканирующей области определяет тип и вид исследований, которые будут проводиться на КЛКТ. Единого мнения среди производителей нет. Каждый выполняет системы с различными дизайнерскими решениями. Однако чаще конусно-лучевой компьютерный томограф имеет порталный тип строения. Важно отметить, что на сегодняшний день на отечественном рынке представлена КЛКТ система «АТРИСС» (рис. 2) производства компании НИПК «Электрон», предназначенная для визуализации стоп. В исследовании (Емельянцева и соавт. показали, что точность диагностики плоскостопия на системе «Атрисс» не уступает соответствующей точности при использовании традиционных методов диагностики. [2].

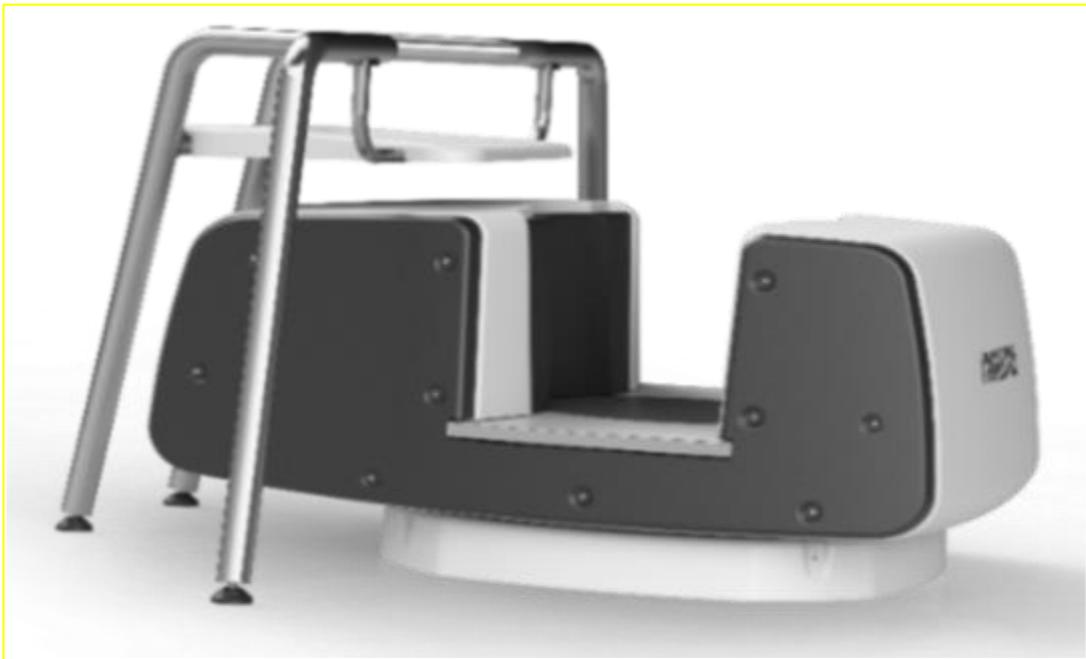


Рис. 2. КЛКТ система «Атрисс».

Стоит отметить, что помимо вышеперечисленных аппаратно-технических составляющих КЛКТ систем, большое место занимает вопрос разработки методик восстановления изображений, то есть программное обеспечение. Этот этап разработки является самым ответственным и продолжительным.

КЛКТ находит все более широкое применение в ортопедии, травматологии и оториноларингологии. Методика продолжает развиваться, и производители подбирают конфигурацию своих КЛКТ систем, исходя из запросов лучевых диагностов, для обеспечения диагностической ценности и из соображений соответствия принципам ALARA-наилучшее качество изображений при минимальной лучевой нагрузке. Именно поэтому необходимо отслеживать и структурировать последние тенденции в развитии КЛКТ систем для прогнозирования новых сценариев их применения в клинической практике, чтобы перейти к разработке полноценной отечественной системы, востребованной и конкурентноспособной на рынке медицинской техники.

Литература.

1. Шолохова Н. А., Жарков Д. К. Конусно-лучевая компьютерная томография в диагностике остеомиелита конечностей у детей и подростков (обзор литературы с клиническими наблюдениями) // Радиология-практика.2023;(2):11-23. <https://doi.org/10.52560/2713-0118-2023-2-11-23>.

2. Емельянцеv А.А., Бабин В.С., Анохин Д.Ю., Ипатов В.В., Сандлер А.И., Григорян А.Н., Жукова Е.А., Лебедев Л.А., Ведерников А.В. Конусно-лучевая компьютерная томография в диагностике плоских деформаций стопы: проспективное исследование // Лучевая диагностика и терапия. 2023. Т. 14, № 4. С. 90–100. DOI: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2023-14-4-90-100>.

ВИРТУАЛЬНЫЙ РАСТР ДЛЯ МАММОГРАФИИ

Шунков Ю.Е., Виноградов И.В., Булатов З.В., Варламов С.А. (ООО «ЛИМТ»),

Поздняков Д.В., Касюк Д.М., Дабагов А.Р. (АО «МТЛ»)

Рентгеновский снимок формируется за счет облучения детектора двумя компонентами рентгеновского излучения:

- излучением, которое прошло сквозь исследуемый объект без взаимодействия с ним (первичная составляющая);

- излучением, которое участвовало в актах рассеяния и, соответственно, меняло направление распространения, а также, возможно, энергию (рассеянная составляющая).

Первичная составляющая формирует информативную теневую картину на детекторе, а рассеянная составляющая является паразитной, т.к. размывает контуры объектов, уменьшает контраст, создает неравномерность и привносит дополнительный фотонный шум [1]. Негативный эффект от рассеяния проявляется тем сильнее, чем более крупной является исследуемая анатомическая область, чем больше размер окна коллимации и чем выше используемое анодное напряжение. Традиционно, для борьбы с рассеянной составляющей перед чувствительной поверхностью детектора устанавливают отсеивающий растр – устройство, которое селективно поглощает падающее на детектор излучение, сильно ослабляя рассеянную составляющую и в значительно меньшей степени ослабляя первичную. Однако отсеивающий растр обладает ненулевой прозрачностью для рассеянного излучения (T_S). На практике, в зависимости от частоты ламелей, отношения растра и других его технических параметров, T_S может составлять от единиц до десятков процентов. Одновременно, отсеивающий растр не обладает стопроцентной прозрачностью для первичного излучения (T_P), которая, у растров фирмы JPI, варьируется между 60% и 77%, что компенсируют путём увеличения экспозиции. Кроме того, характеристики растров ухудшаются в случае неточного позиционирования, т.е. непопадания анодного пятна в фокус растра. При этом в маммографии используют детекторы с очень малым (до 50 мкм) размером пикселя, из-за чего, для уменьшения видимости теней ламелей, приходится применять т.н. подвижные растры – сравнительно сложные и дорогостоящие механические узлы, склонные, к тому же, время от времени выходить из строя.

В последнее время в цифровой рентгенографии / маммографии проводится всё больше работ, направленных на замену традиционного отсеивающего растра программами цифровой обработки изображений – т.н. виртуальными растрами. Соответствующие разработки можно найти у таких компаний, как Philips, Siemens, Samsung, FujiFilm, Carestream, и др. Для того, чтобы заменить традиционный отсеивающий растр, необходимо решить следующие задачи:

1. В условиях облучения детектора / экспонометра смесью первичного и рассеянного излучения, ограничить экспозицию таким образом, чтобы лучевая нагрузка на пациента оказывалась по крайней мере не выше, чем при использовании традиционного растра, но при этом достаточной для получения необходимой диагностической информации.
2. Удалить с изображения «фоновую подложку» сигнала, сформированную рассеянной составляющей излучения.
3. Подавить фотонный шум, привнесенный рассеянной составляющей.

В рамках настоящей работы разработан и испытан виртуальный растр для маммографии [2], схема работы которого проиллюстрирована на рис. 1. Сначала исходный снимок сегментируется с помощью U-Net-образной искусственной нейронной сети, затем находится соответствующее изображение плоского поля [3], оценивается эффективное затухание излучения в области объекта и, с помощью предварительно рассчитанной базы данных параметров функции рассеяния, определяется параметры функции рассеяния, соответствующие условиям съемки и найденному эффективному затуханию. После чего исходный снимок корректируется, чтобы учесть тот факт, что более плотные части объекта не только рассеивают, но и поглощают рентгеновское излучение сильнее менее плотных, и, по скорректированному снимку, получается изображение рассеянной составляющей. Параллельно с этим исходный снимок очищается от шума [4] и финальное очищенное от рассеянной составляющей изображение получается путем вычитания изображения рассеянной составляющей из очищенного от шума снимка.

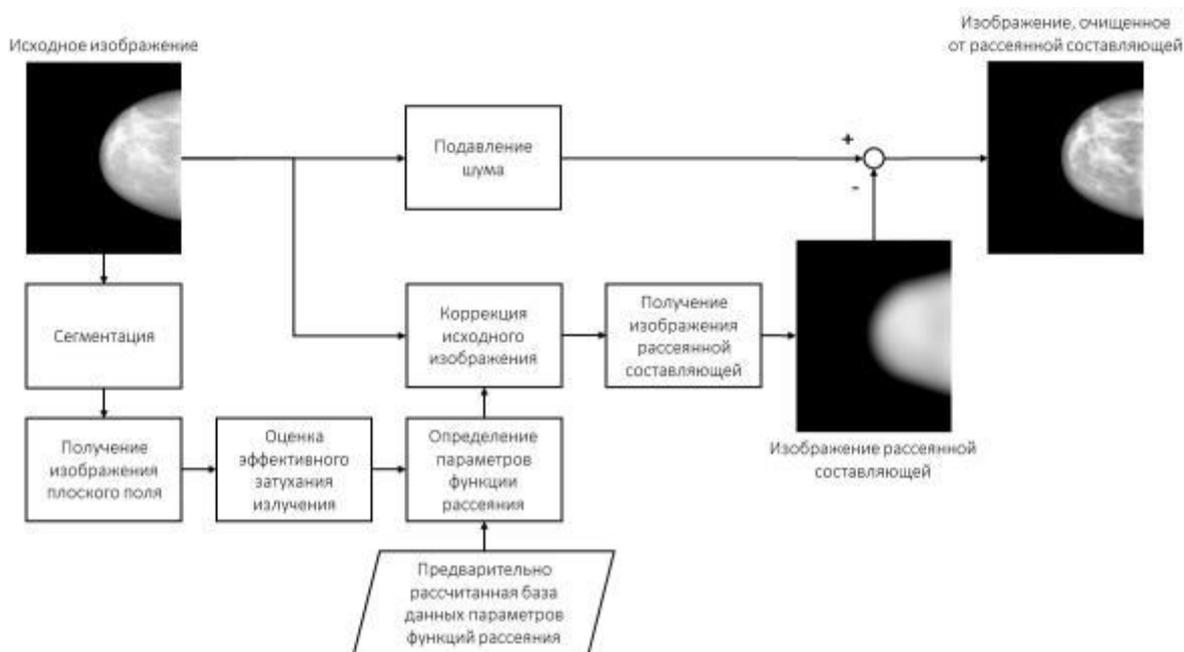


Рис. 1. Схема работы алгоритма виртуального растра.

Испытания виртуального растра проводились с помощью фантомов CDMAM и CIRS 010D. Данные фантомы позволяют получить метрики качества рентгеновских изображения. По этим метрикам виртуальный растр сравнивался с традиционным линейным растром подвижного типа со следующими параметрами: частота - 36 л/см, отношение растра - 6:1, материал наполнителя - карбон, коэффициент улучшения контрастности – 1.54.

CDMAM представляет из себя алюминиевую пластину в оболочке из ПММА, содержащую диски из золотой фольги (Рис. 2а), его эквивалентная толщина в ПММА составляет 10 мм. На плоскости укладки располагалась пластина ПММА толщиной 10 мм, на неё укладывался фантом, а сверху дополнительные пластины ПММА. Общая толщина ПММА варьировалась от 20 до 70 мм (эквивалентно 21-90 мм компрессированной молочной железы). Для каждой толщины было получено по 6 снимков с небольшими смещениями стопки между снимками. Анодные напряжения и дозы выбирались в соответствии с «European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, fourth edition» (EUREF) на уровне achievable («достижимые» дозы).

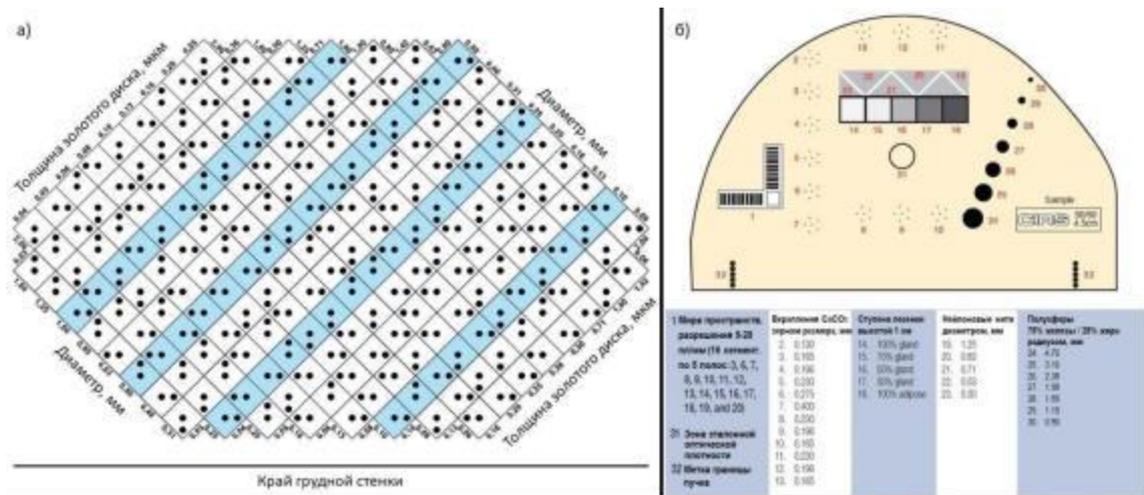


Рис. 2. Схемы фантомов: *a* – CDMAM содержит сетку дисков из золотой фольги с изменяющимися по строкам и столбцам толщинами и диаметрами; *б* – CIRS 010D.

С помощью CDMAM 4.0 Analyser Software инвертированный индекс качества изображения рассчитывается по следующей формуле:

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} C_i \cdot D_{i,min}}$$

где C_i – минимальная толщина различного золотого диска в столбце с диаметром дисков D_i . Кроме того, для каждого диаметра находилась минимальная толщина ещё различного диска. Из графиков на рис. 3, видно, что оба растра выполнили максимальные требования EUREF.

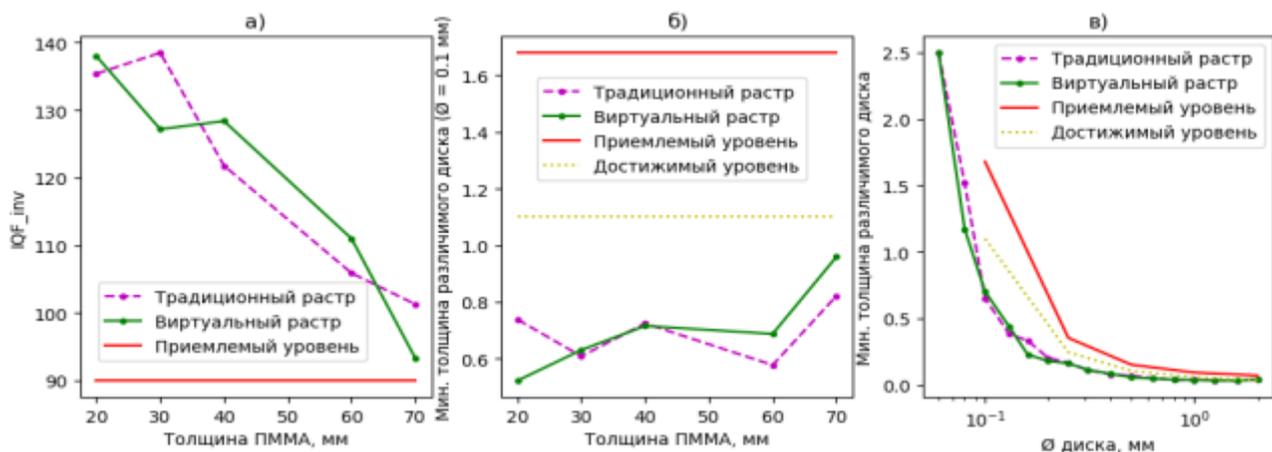


Рис. 3. Результаты анализа снимков CDMAM: *a* – зависимость IQF_{inv} от общей толщины ПММА в стопке; *б* – зависимость минимальной толщины видимого диска с диаметром 0.1 мм от общей толщины ПММА в стопке; *в* – зависимость минимальной толщины видимого диска от его диаметра при общей толщине стопки ПММА 50 мм.

CIRS 010D по плотности имитирует компрессированную молочную железу толщиной 50 мм с объемной плотностью 50% и содержит набор тест-объектов (рис. 2, б). По EUREF были выбраны режимы съемки с «приемлемой» (acceptable – правый столбец) и «достижимой» (achievable – левый столбец) уровнями доз и на каждом режиме с традиционным и с виртуальным растрами было получено по 6 снимков с небольшими смещениями фантома между снимками. Анализ изображений проводился аналогично методике из работы [5].

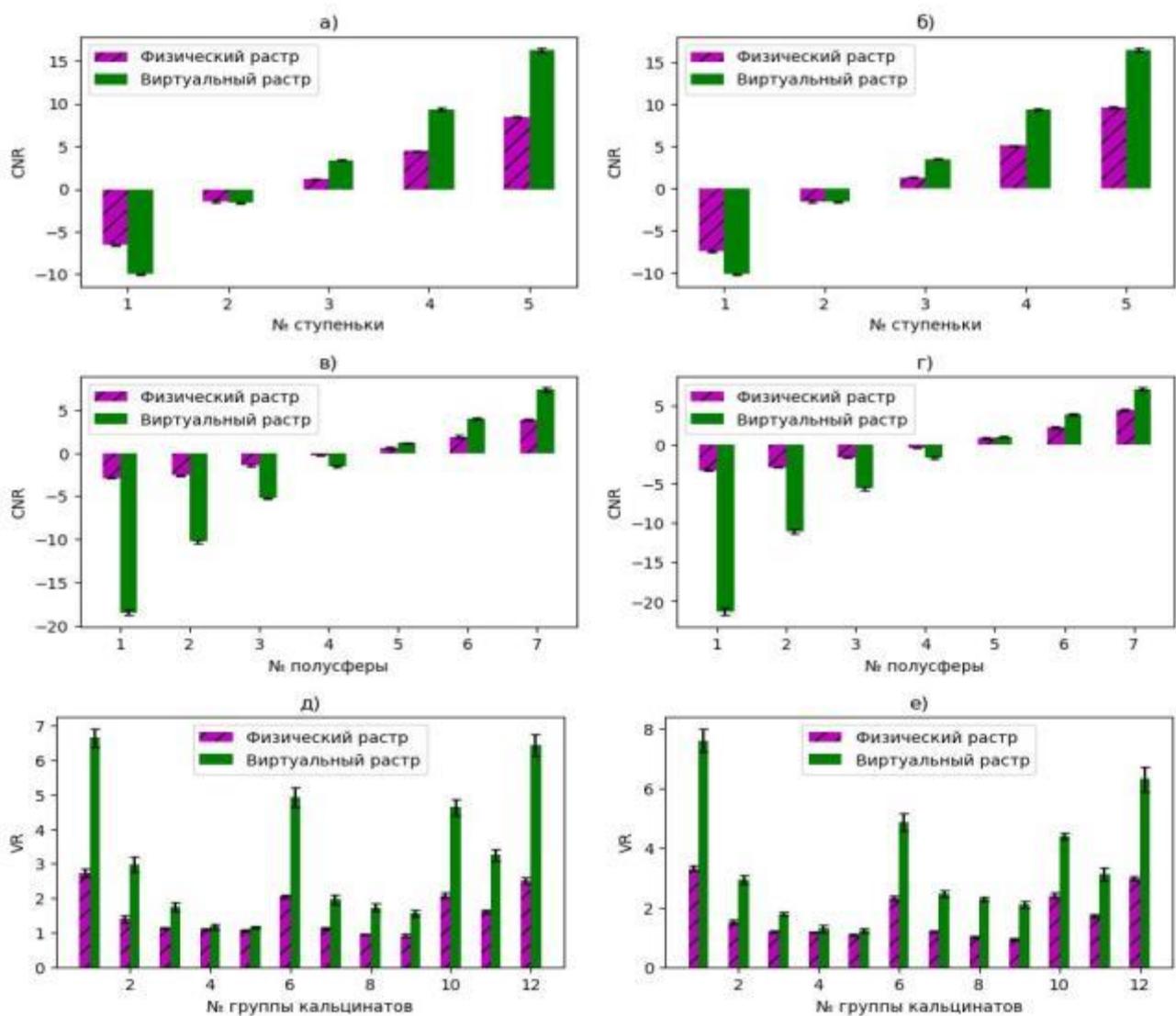


Рис. 4 Результаты анализа снимков фантома CIRS 010D при съемке со 103 мАс (соотв. достижимому уровню дозы по EUREF): *a* – CNR ступенек тест-объекта «лесенка»; *в* – CNR полусфер различного диаметра; *д* – отношение дисперсий различных групп кальцинов. Аналогичные зависимости при съемке со 128 мАс (соотв. приемлемому уровню дозы по EUREF): *б*, *г*, *е* – соответственно.

Для каждой ступеньки «лесенки» (рис. 2, *б*, 14-18) отношение контраст/шум (рис. 4 *a*, *б*) рассчитывалось по формуле:

$$CNR_L = \frac{\bar{x}_D - \bar{x}_{BG}}{\sqrt{\sigma_D^2 + \sigma_{BG}^2}},$$

где \bar{x}_D и σ_D – среднее значение и СКО яркостей пикселей в области интереса «ступеньки», \bar{x}_{BG} и σ_{BG} – среднее значение и СКО яркостей пикселей в области интереса фона (рис. 2, *б*, 31). Для каждой полусферы (Рис. 2рис. 2, *б*, 24-30) тоже рассчитывалось отношение контраст/шум (рис. 4, *в*, *г*), но видоизмененное из-за неоднородности яркости в пределах тени полусферы:

$$CNR_{HS} = \frac{\bar{x}_D - \bar{x}_{BG}}{\sigma_{BG}},$$

Для каждой группы кальцинатов (Рис. 2б, 2-13) рассчитывалось отношение дисперсий (рис. 4, δ , ϵ), которое принимает тем больше значение, чем контрастнее кальцинаты выделяются на фоне:

$$VR = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_{BG}^2},$$

На обоих уровнях дозы все метрики, посчитанные по снимкам с виртуальным растром, оказались по крайней мере не ниже, а как правило выше соответствующих метрик, посчитанных по снимкам с традиционным растром.

В настоящее время востребована и активно ведется параллельно многими коллективами разработка технического решения, которое позволило бы исключить из конструкции маммографа отсеивающий растр. В данной работе рассмотрен и протестирован алгоритм, основанный на сочетании сверточного подхода к оценке гладкого поля рассеяния и нейросети для подавления добавленного шума. Оценка алгоритма проводилась путем сравнения с традиционным маммографическим растром и сопоставления с требованиями EUREF. Показано, что разработанный виртуальный растр выполняет максимальные требования EUREF и может заменить традиционный растр без ущерба качеству получаемых изображений. Далее необходимо испытать и сравнить разработанный виртуальный растр с традиционным в условиях клиники.

Литература.

1. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Влияние рассеянного рентгеновского излучения на качество изображения и методы его подавления // Биотехносфера, 2012, № 3-4 (21-22), с. 10-14.

2. Поздняков Д.В., Шунков Ю.Е., Касюк Д.М., Дабагов А.Р. Способ удаления составляющей от фонового рассеяния с рентгенографического изображения // Патент России № 2810896. 2023. Бюл. № 1.

3. Шунков Ю.Е. Способ получения рентгенографического изображения плоского поля // Патент России № 2824744. 2024. Бюл. № 23.

4. Виноградов И.В., Шунков Ю.Е., Прохоров А.В. Способ подавления шума на рентгеновском изображении с помощью искусственной нейронной сети // Патент России № 2822515. 2024. Бюл. № 14.

5. Marimon E. et al. A semi-empirical model for scatter field reduction in digital mammography // Phys. Med. Biol., 2021, Vol. 6 (4).

**ПРОГРАММНАЯ ГЕНЕРАЦИЯ КАЛИБРОВОЧНЫХ КАРТ
ПЛОСКОПАНЕЛЬНОГО ДЕТЕКТОРА ПО КОЭФФИЦИЕНТАМ
ПЕРЕДАТОЧНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПИКСЕЛЕЙ
В ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ СО СМЕННЫМИ
МЕТАЛЛИЧЕСКИМИ ФИЛЬТРАМИ**

Воротилов Р.Ю. (ПРОДИС.НДТ)

Рентгеновская томография активно применяется в промышленности и научных исследованиях для диагностики дефектов и контроля качества образцов. Плоскопанельные

детекторы в томографических системах требуют тщательной калибровки перед каждым исследованием, особенно в системах со сменными металлическими фильтрами, которые могут изменять характеристики рентгеновского излучения. Цель данного исследования — разработать методику программной генерации калибровочных карт детектора на основе коэффициентов передаточных характеристик пикселей, полученных с помощью методов регрессионного анализа. Поведение системы можно описать с помощью модели «черного ящика», которая основывается на входных и выходных параметрах без учета внутренних процессов, или модели «белого ящика», основанной на известных законах и формулах. В рентгеновских системах эффективна модель «серого ящика», учитывающая основные закономерности без точных формулировок. Основная задача плоскопанельного детектора — захват проекций, отражающих распределение интенсивности излучения, прошедшего через объект контроля. Корректность распределения интенсивности на рентгеновском снимке зависит от параметров съемки и калибровки детектора. Классический метод коррекции изображений осуществляется путем попиксельного деления сигнала текущего кадра на сигнал светлого поля с учетом темнового кадра [1, 2, 3]. Если обозначить зарегистрированный кадр как I , усредненный темновой кадр — D_{map} , усредненный кадр светлого поля — F_{map} , то нормированный кадр (I_{norm}), можно найти по формуле:

$$I_{norm} = \frac{I - D_{map}}{F_{map} - D_{map}}.$$

Темновой кадр (Dark Field) — изображение, полученное без рентгеновского излучения, описываемое суммой постоянной составляющей (D_0), температурным фактором, длительностью интегрирования и случайной компоненты σ_d , отражающей случайные флуктуации, не зависящие от параметров детектора:

$$D = D_0 + D(Exp, T) + \sigma_d.$$

Светлое поле (Flat Field) — изображение, полученное с учетом темнового сигнала в отсутствие объекта, используемое для коррекции интенсивности рентгеновского излучения и неравномерности передаточных характеристик пикселей детектора. Интенсивность светлого поля зависит от начальной интенсивности, толщины и коэффициента ослабления фильтра.

Передаточная характеристика пикселей описывает зависимость цифрового сигнала от поглощенной дозы рентгеновского излучения. Характеристика идеального пикселя должна быть линейной, где доза рентгеновского излучения определяется анодным напряжением и силой тока [4]. Неравномерности в передаточных характеристиках связаны с различиями в процессах сбора и обработки сигналов отдельных пикселей. При фиксированных параметрах, поглощенная доза линейно зависит от количества электричества (параметр $Q = i \cdot Exp$), что описывается уравнением:

$$I = k \cdot Q + b \quad |U = const,$$

где I — цифровой сигнал на выходе детектирующего элемента, Q — произведение тока трубки на длительность импульса или времени накопления, k и b — параметры линейной передаточной характеристики.

Интенсивность отдельных пикселей зависит от параметров съемки и используемого фильтра (где h — толщина, μ — коэффициент ослабления фильтра). Полная зависимость

интенсивности отдельных пикселей описывается как функция от следующих параметров: напряжение, ток, экспозиция и температура детектора, толщина и тип фильтрующего материала:

$$I_{Pixel} = I(U, i, Exp, T, h, \mu).$$

Основные этапы исследования включали сбор и предобработку данных, анализ зависимости средней интенсивности области интересов (ROI) от входных атрибутов, построение моделей детектора с использованием регрессионного анализа и генерацию карт коррекции по передаточным характеристикам пикселей.

С целью вычисления передаточных характеристик пикселей в условиях контролируемого рентгеновского излучения были собраны данные на системе рентгеновской микротомографии «ПРОДИС.Компакт» с детектором ПРОДИС.MARK (исп. 2430T), имеющим размер пикселя 85 мкм и разрешение 10 МП, источником рентгеновского излучения Unicomp UNMS-U110B и набором медных фильтров. Расстояние между источником и детектором составило 445 мм. В ходе эксперимента было захвачено 148 изображений темного кадра и 301 изображение светлого поля при напряжении 80-110 кВ и токе 70-100 мкА, как без фильтров, так и с медными фильтрами толщиной 100 и 200 мкм. Анализ сосредоточился на области интересов (ROI) размером 512 на 512 пикселей.

Модель линейной регрессии для темного кадра была рассчитана с учетом экспозиции как единственного входного атрибута, поскольку детектор не имеет датчика температуры сенсора. Данная модель показала точность 0.70 (по R^2 , при MAE: 8.44, MSE: 113.06, RMSE: 10.63) на обучающей выборке из 60 снимков. Полиномиальная регрессия не привела к значительному повышению точности, что подтверждает линейную зависимость темного сигнала от экспозиции.

Коэффициенты линейной регрессии для модели темного кадра представлены в виде изображений (рис. 1), где значение каждого пикселя соответствует коэффициенту модели. Постоянная составляющая отражает среднюю интенсивность темного кадра с учетом построчного смещения управляющего напряжения. В коэффициенте, связанном с экспозицией, учитываются зависимости шумов аналого-цифрового преобразователя (АЦП) и минимальной нестабильности питания в момент одновременного старта обработки. Темные пятна на карте коэффициентов по экспозиции указывают на наличие эффекта остаточного свечения, возникающего после длительного воздействия рентгеновского излучения. Белые точки на карте коэффициентов по экспозиции свидетельствуют о искажениях передаточных характеристик пикселей, что может указывать на их дефектность.

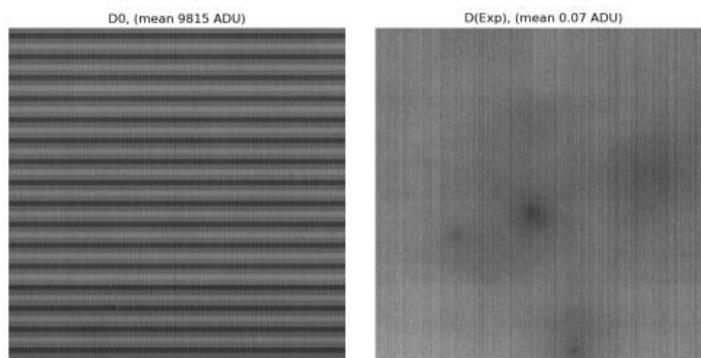


Рис. 1. Визуализация коэффициентов коррекции темного кадра: слева – постоянная составляющая, справа – коэффициент при экспозиции.

Результирующий темновой кадр рассчитывается как сумма постоянной составляющей и экспозиции с учетом коэффициента по экспозиции по следующей формуле:

$$D_{map} = D_0 + Exp \cdot D_{Exp}$$

Так как температура детектора исключена из входных атрибутов и использовались только медные фильтры с одинаковым коэффициентом ослабления (μ), основными атрибутами модели светлого поля остались напряжение, ток, экспозиция и толщина медного фильтра. Предобработка данных включала вычитание карт темнового кадра из каждого снимка светлого поля при заданной экспозиции. Корреляционный анализ атрибутов светлого поля по средней интенсивности ROI и построение модели с помощью полиномиальной регрессии показали, что линейная модель по основным атрибутам не обладает достаточной точностью.

Для анализа влияния полиномиальных и перекрестных признаков были введены дополнительные атрибуты: мощность ($P = U \cdot i$), работа ($A = U \cdot i \cdot Exp$) и поток рентгеновского излучения ($F = U^2 \cdot i$), что добавляет нелинейность от напряжения. С учетом введенных полиномиальных признаков линейная модель зависимости светлого поля показала точность 0.91 (по R^2 при MAE: 1967.75, MSE: 6188268.97, RMSE: 2487.62) на обучающей выборке из 630 снимков. Коэффициенты линейной регрессии представлены в виде изображений (рис. 2 и 3), аналогично модели темнового кадра детектора.

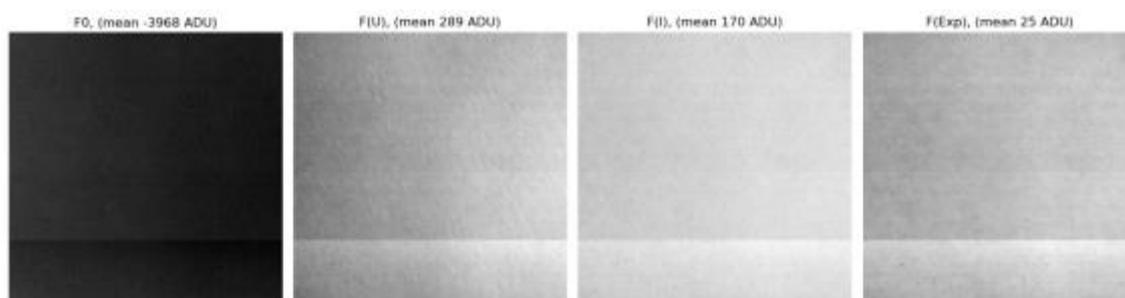


Рис. 2. Визуализация коэффициентов коррекции светлого поля при (слева направо): постоянной составляющей, напряжении (U), токе (i), экспозиции (Exp).

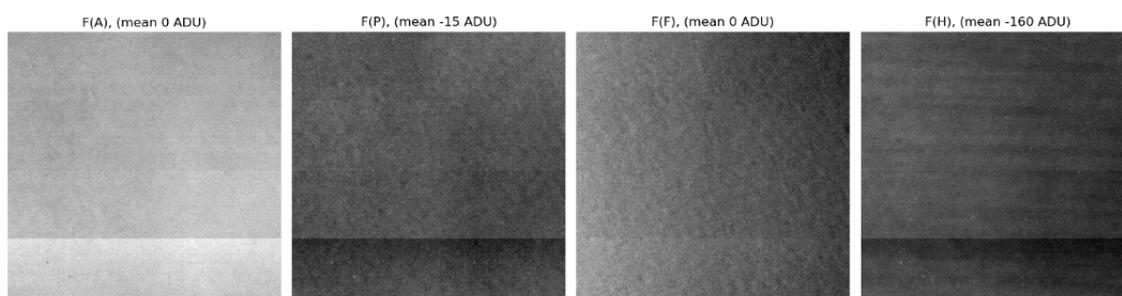


Рис. 3. Визуализация коэффициентов коррекции светлого поля при (слева направо): «Работа РИ (A)», «мощность РИ (P)», «поток РИ (F)», «толщина фильтра (H)».

Результирующий кадр светлого поля рассчитывается как сумма постоянной составляющей и заданных параметров с учетом соответствующих коэффициентов по следующей формуле:

$$F_{map} = F_0 + Exp \cdot F_{Exp} + U \cdot F_U + i \cdot F_i + U \cdot i \cdot Exp \cdot F_A + U \cdot i \cdot F_P + U^2 \cdot i \cdot F_F + H \cdot F_H$$

Визуализация коэффициентов коррекции светлого поля показывает четкое разделение на два участка, соответствующих различным ROIC (схемы считывания интегрированных

цепей) сенсора детектора. Коэффициент при параметре F («поток рентгеновского излучения») не имеет четкой разделительной черты, что указывает на его меньшую зависимость от свойств детектора и большую связь с характеристиками рентгеновского излучения. Коэффициент при параметре H («толщина медного фильтра») отражает неравномерности в толщине фильтра.

Для оценки применимости методики коррекций по основе передаточных характеристик пикселей детектора проведены томографические сканирования образцов, изготовленных из различных материалов, как без применения медного фильтра, так и с медным фильтром толщиной 100 мкм. В качестве одного из исследуемых образцов была использована печатная плата с компонентами (рис. 4). Сканирование платы осуществлялось на малом увеличении, что обеспечивало полное размещение объекта в области размером 512 на 512 пикселей. Основные параметры съемки включали 360 проекций (с усреднением по 2 кадра), экспозицию 659 мс, напряжение 92 кВ, ток 89 мкА, а итоговое увеличение составило 1.37.

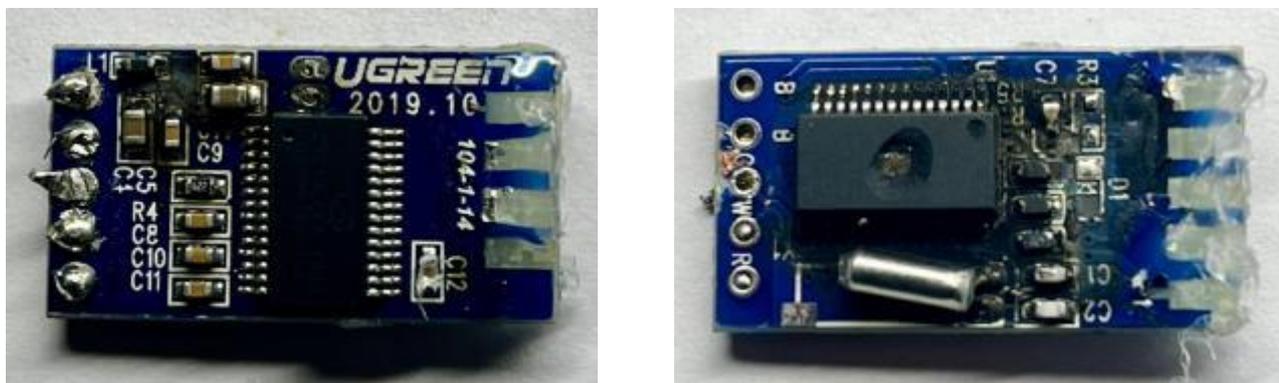


Рис. 4. Фотографии тестового образца.

Классические карты темновой коррекции и светлого поля были получены путем усреднения 50 кадров непосредственно перед съемкой. На основе данных, полученных из разработанной линейной модели детектора, и заданных параметров сканирования, искусственно сгенерированы карты коррекции темнового кадра и светлого поля. Эффективность коррекции оценивалась сравнением срезов реконструкции одного и того же объекта с различными методами коррекции.

На рисунке 5 представлены результаты применения классических и искусственно сгенерированных карт коррекции для проекции платы без фильтра (на изображении участок ROI на стыке двух схем считывания ROIC детектора).

Различия в калибровочных картах оказались минимальными и проявлялись лишь в незначительных шумовых эффектах, что также отразилось на проекциях. При использовании медного фильтра в процессе захвата классических коррекций и проекций томограммы, результаты томографии были сопоставимы с искусственно сгенерированными и примененными картами коррекции. В то же время томографии объекта с медным фильтром и без него продемонстрировали различия в средней интенсивности проекций, обусловленные ужесточением спектра и снижением интенсивности рентгеновского излучения. Оба метода коррекции — классический и линейный — способствовали уменьшению кольцевых артефактов на срезах реконструкции, что подтверждает корректность их применения.

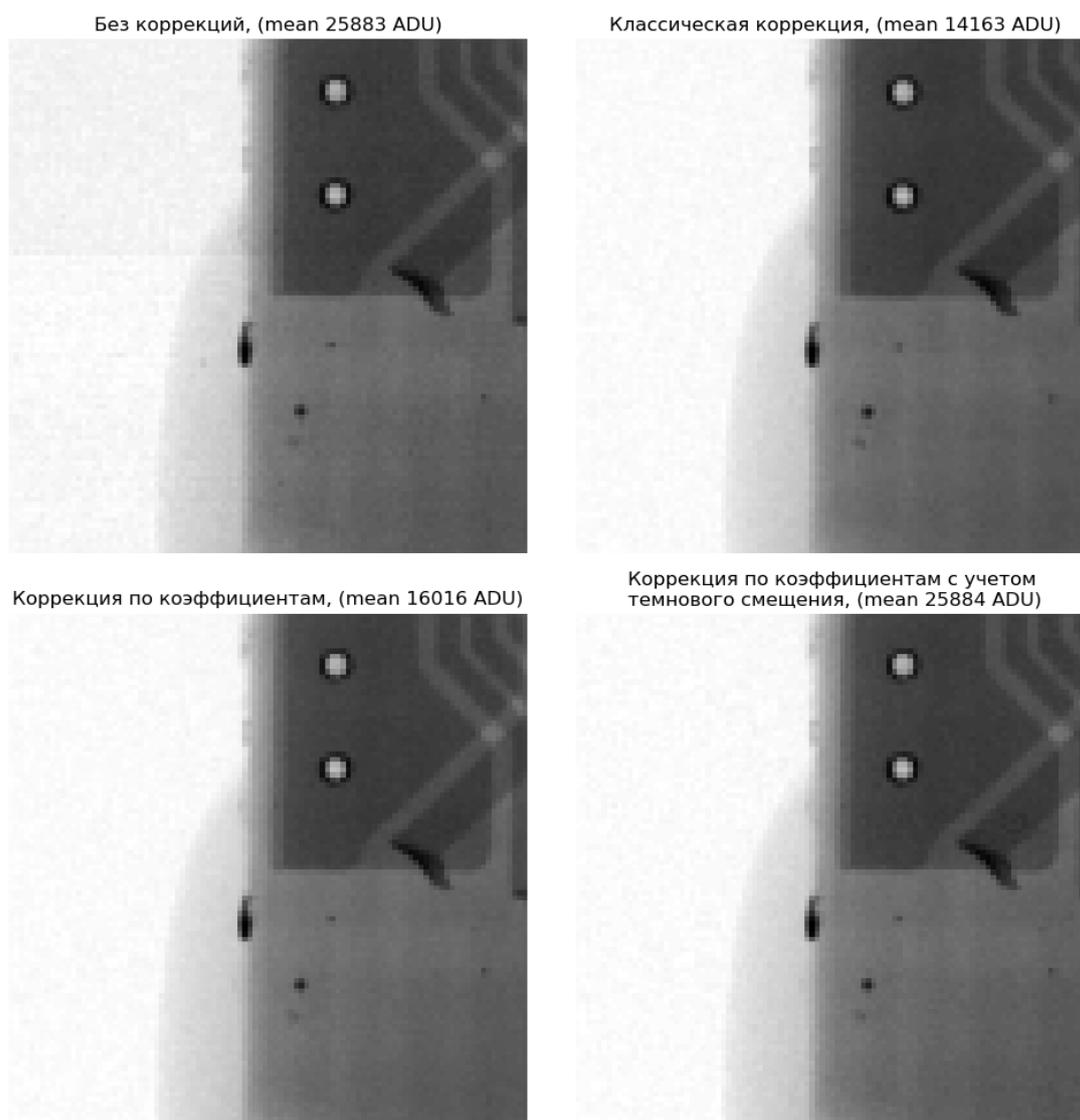


Рис. 5. Проекция образца (участок ROI) без коррекции и с коррекциями.

Рисунок 6 иллюстрирует результаты реконструкции платы без коррекции и с различными методами коррекции: классической коррекцией, линейной коррекцией по коэффициентам, линейной коррекцией по коэффициентам с учетом смещения темнового сигнала.

На срезах томограммы печатной платы, полученных с применением как классических, так и линейных коррекций, наблюдается увеличение контраста между объектом и фоном. Однако это также ограничивает визуальное разделение компонентов из-за снижения контраста деталей. В отличие от этого, на срезах, не подвергнутых коррекции, данный эффект отсутствует. Основное различие в гистограммах исходного и обработанного датасетов заключается в отсутствии смещения на константу темнового сигнала в обработанных проекциях. Это приводит к тому, что интенсивность пикселей, прошедших через объект, близка к нулю, в то время как без коррекций средний сигнал достигает 9000 ADU. Введение константы, равной средней интенсивности темнового кадра, позволяет устранить артефакты и значительно улучшить детализацию изображений.

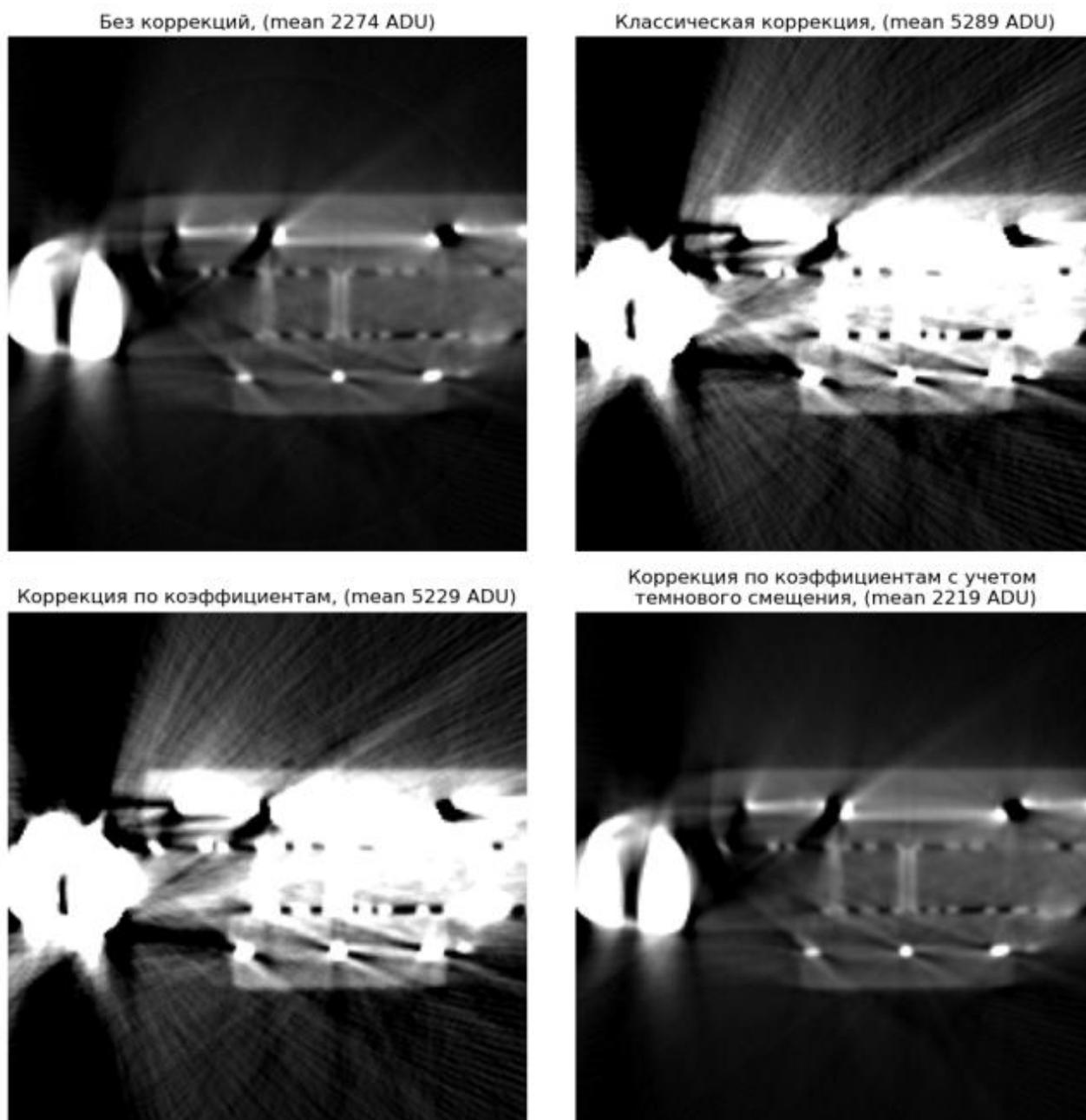


Рис. 6. Срез томограммы (участок ROI) снятой без фильтра и коррекций и с различными методами коррекции.

На рисунке 7 представлены графики средней интенсивности светлого поля в зависимости от толщины медного фильтра при заданных параметрах съемки. При использовании фильтра толщиной 100 мкм наблюдается снижение диапазона интенсивностей детектора в два раза.

При коррекции датасета, снятого с фильтром, на светлое поле с учетом фильтра, средняя интенсивность соответствует значениям без коррекции. В то время как при коррекции без учета фильтра она завышена, что, при этом, не влияет на качество реконструкции. Линейная коррекция позволяет проводить томографию как с медным фильтром, так и без него, применяя различные калибровки на этапе постобработки.

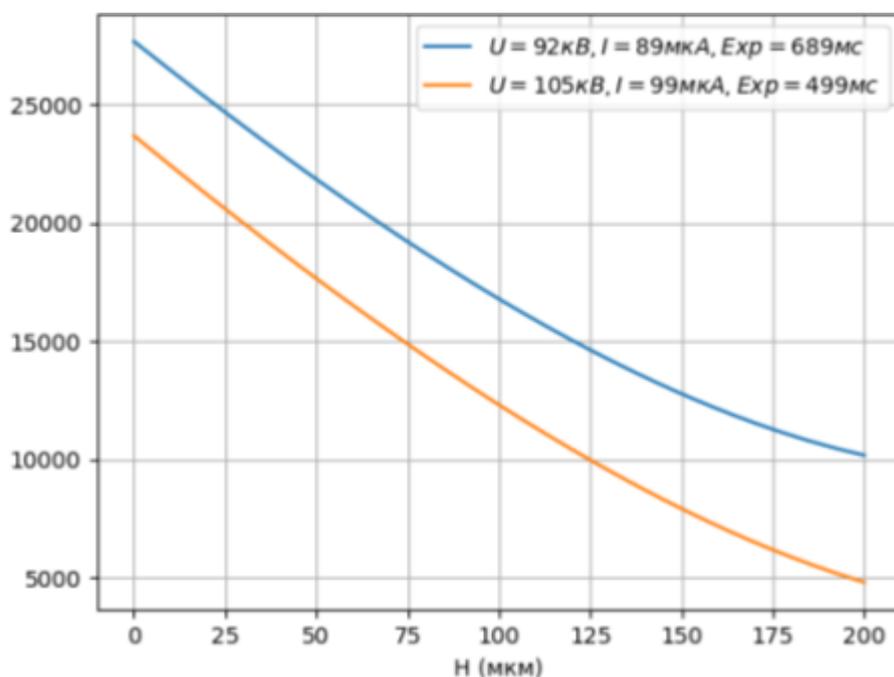


Рис. 7. Зависимость средней интенсивности светлого поля от толщины медного фильтра.

В результате исследования был успешно внедрен новый метод коррекции рентгеновских изображений, основанный на коэффициентах передаточных характеристик пикселей и регрессионном анализе. Метод продемонстрировал эффективность, сопоставимую с классическими подходами, и расширил возможности применения благодаря гибкости генерации калибровочных карт в зависимости от параметров системы, таких как толщина медного фильтра и температура детектора. Это делает метод актуальным для условий, требующих высокой степени автоматизации и надежности результатов. Дополнительно выявлена зависимость детализации реконструкции от смещения интенсивности проекций на константу темнового сигнала.

В дальнейшем, планируется адаптация метода калибровки для детекторов больших размеров до 10 МП, что расширит область применения и повысит эффективность в сложных сценариях, улучшая качество рентгеновских изображений и их интерпретацию.

Литература.

1. Moy J. P., Bosset B. How does real offset and gain correction affect the DQE in images from x-ray flat detectors? // *Medical Imaging 1999: Physics of Medical Imaging*. International Society for Optics and Photonics. 1999. Т. 3659. С. 90-98.
2. Авакян А.К., Лобжанидзе Т.К. и др. Цифровые плоскопанельные детекторы в медицинских системах визуализации // *Краткие сообщения по физике Физического института им. П.Н. Лебедева Российской Академии Наук*. 2018. Т. 45. № 11.
3. Лобжанидзе Т.К., Полихов С.А., Авакян А.К. Способ определения передаточных характеристик пикселей плоскопанельного детектора. // Патент 2690105 Россия. № 2018137860; заявл. 26.10.2018; опубл. 30.05.2019.
4. Van Nieuwenhove V. et al. Dynamic intensity normalization using eigen flat fields in X-ray imaging. // *Optics Express*. 2015. Т. 23. № 21. С. 27975-27989.

ПРОГРАММНАЯ ГЕНЕРАЦИЯ КАЛИБРОВОЧНЫХ КАРТ ПЛОСКОПАНЕЛЬНОГО ДЕТЕКТОРА ПО КОЭФФИЦИЕНТАМ ПЕРЕДАТОЧНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПИКСЕЛЕЙ С УЧЕТОМ ФОРМЫ РЕНТГЕНОВСКОГО ПУЧКА В СИСТЕМЕ С ПОДВИЖНЫМ ДЕТЕКТОРОМ

Воротилов Р.Ю. (ПРОДИС.НДТ)

Ключевым элементом систем рентгеновского контроля является плоскопанельный детектор рентгеновского излучения, качество работы которого определяет успешность инспекции. Системы с подвижным детектором повышают эффективность рентгенодиагностики, обеспечивая более широкий охват исследуемой области за счет перемещения детектора и увеличения углов обзора. Целью данного исследования является разработка метода программной генерации калибровочных карт детектора на основе коэффициентов передаточных характеристик пикселей, полученных с помощью методов регрессионного анализа, в системе с подвижным детектором. Калибровка детектора в таких системах имеет особенности, связанные с учетом неравномерного распределения интенсивности излучения при подготовке карт коррекции и в процессе эксплуатации.

Оптимальной моделью светлого поля детектора можно считать модель «серого ящика», которая учитывает ключевые закономерности функционирования системы без использования точных математических формулировок. Эта модель позволяет эффективно описывать поведение детектора в условиях множественных переменных, что делает её предпочтительной для практического применения. Методика коррекции рентгеновских изображений основывается на попиксельном делении сигнала текущего кадра на сигнал светлого поля с учетом темнового сигнала. Данная процедура нормировки зарегистрированных кадров является критически важной для получения качественных рентгеновских снимков [1, 2, 3].

Если обозначить зарегистрированный кадр как I , усредненный темновой кадр – D_{map} , усредненный кадр светлого поля – F_{map} , то нормированный кадр (I_{norm}), можно найти по формуле:

$$I_{norm} = \frac{I - D_{map}}{F_{map} - D_{map}} \#(1)$$

Интенсивность рентгеновского излучения, достигающего детектора, определяется множеством факторов, включая начальную интенсивность, толщину и коэффициент ослабления материала фильтра, расстояние между источником и детектором. Начальная интенсивность зависит от напряжения и тока рентгеновской трубки, в то время как сигнал на детекторе формируется в результате прохождения лучей в среде и зависит от экспозиции и температуры детектора. Полная зависимость интенсивности отдельных пикселей может быть описана следующей функцией от напряжения (U), силы тока (i), экспозиции (Exp), температуры (T), толщины фильтра и коэффициента ослабления материала (h, μ), расстояния источник-детектор (FDD):

$$I_j = I(U, i, Exp, T, h, \mu, FDD) \#(2)$$

В системах с подвижным детектором необходимо учитывать, что сигнал также зависит от пространственного положения детектора. Расстояние между источником и детектором может изменяться, как и смещение детектора относительно проекции фокуса источника на плоскость детектора. В таких условиях рентгеновское излучение попадает на детектор под различными углами, что требует добавления параметров положения детектора в модель светлого поля для более точного учета влияния всех факторов на передаточные характеристики пикселей.

Классическую карту коррекции светлого поля обычно получают в центральном положении детектора. При размерах детектора 12x15 см и минимальном расстоянии от фокуса до детектора, равном 300 мм, отклонение углового пикселя от проекции источника составляет 17.14 градуса. В результате, в зависимости от положения пикселей на матрице, разница в интенсивности зарегистрированных сигналов на снимке светлого поля может достигать 9%.

С целью вычисления передаточных характеристик пикселей в условиях контролируемого рентгеновского излучения были собраны данные с системы рентгеновской инспекции «ПРОДИС.Электро», оснащенной подвижным детектором модели ПРОДИС.MARK (исп. 1215CG) с размером пикселя 64 мкм и разрешением 4.1 МП. В качестве источника рентгеновского излучения использовался аппарат Unicomr UNMS–U110B, работающий на напряжении до 110 кВ при мощности 25 Вт. Расстояние между источником и детектором в центральном положении составляет 303 мм.

Детектор имеет возможность перемещения в плоскости, перпендикулярной основному направлению излучения, с областью перемещения 317 мм по горизонтали и 370 мм по вертикали. В ходе эксперимента было захвачено 286 изображений при различных положениях детектора, без учета темного кадра, при параметрах 100 кВ и 100 мкА на источнике с экспозицией 200 мс.

Полученные данные позволили провести анализ передаточных характеристик пикселей, учитывая влияние геометрии и условий съемки на регистрируемую интенсивность. Анализ сосредоточился на области интересов (ROI) размером 512 на 512 пикселей в центральной части детектора. В результате, при фиксированных значениях начальной интенсивности излучения и отсутствии фильтров, искомая модель светлого поля отражает зависимости интенсивностей отдельных пикселей от температуры и положения детектора в собственной прямоугольной системе координат по осям абсцисс (coordsA) и ординат (coordsB):

$$I_{pixel} = I(T, coordsA, coordsB) \quad \{U, i, Exp, h, \mu, FDD\} = const\#(3)$$

Предобработка данных включала учет темного кадра на снимках светлого поля. Корреляционный анализ атрибутов светлого поля по средней интенсивности ROI и построение модели с использованием линейной регрессии показали, что линейная модель не обеспечивает достаточной точности и не поддается кросс-валидации, указывая на значительную нелинейность зависимости интенсивности пикселей от входных параметров.

С учетом зависимости интенсивности излучения от расстояния до источника были введены дополнительные атрибуты: квадрат координаты по горизонтали (A^2) и квадрат координаты по вертикали (B^2). Эти атрибуты добавляют нелинейность в модель, учитывающую положение детектора. На парных диаграммах светлого поля было замечено небольшое различие в поведении средней интенсивности ROI в зависимости от положения

детектора и координат по горизонтали (coordsA) и вертикали (coordsB), что проиллюстрировано на рисунке 1.

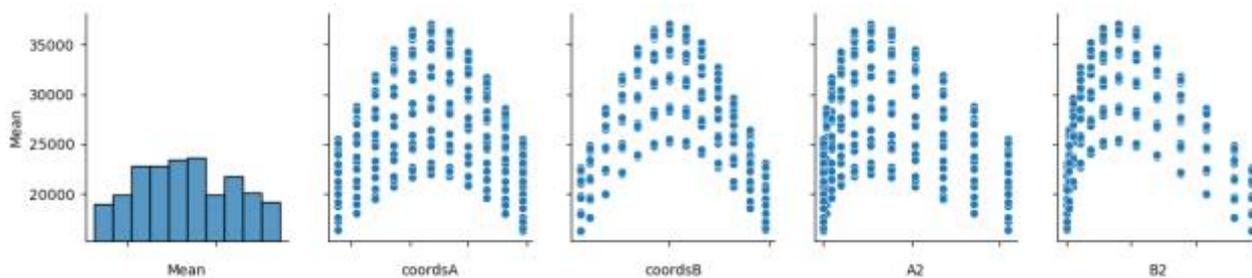


Рис. 1. Зависимость средней интенсивности светлого поля детектора от его координат и введенных атрибутов.

С учетом введенных признаков линейная модель зависимости светлого поля продемонстрировала высокую точность, равную 0.97 (по R^2 при MAE: 632.17, MSE: 618744.77 и RMSE: 786.60) на обучающей выборке из 200 снимков. На основе полученных данных были рассчитаны коэффициенты коррекции светлого поля, представленные в виде изображений (рисунки 2 и 3), где значение каждого пикселя соответствует определенному коэффициенту в модели.



Рис. 2. Визуализация коэффициентов коррекции светлого поля детектора при (слева направо): постоянная составляющая, coordsA, coordsB.



Рис. 3. Визуализация коэффициентов коррекции светлого поля детектора при (слева направо): «А-квадрат (A2)», «В-квадрат (B2)».

Результирующий кадр светлого поля рассчитывается как сумма постоянной составляющей и заданных параметров с учетом соответствующих коэффициентов по следующей формуле:

$$F_{map} = F_0 + coordsA \cdot F_A + coordsB \cdot F_B + coordsA^2 \cdot F_{A^2} + coordsB^2 \cdot F_{B^2} \#(4)$$

Для оценки применимости методики коррекции рентгеновских снимков по коэффициентам передаточных характеристик пикселей были получены снимки тестового

образца (рис. 4) под различными углами обзора детектора. Снимки выполнены на малом увеличении, достаточном для размещения объекта в области размером 512 на 512 пикселей. Исследование проводилось при следующих параметрах: экспозиция — 200 мс, напряжение — 100 кВ, ток — 100 мкА, итоговое увеличение составило 4.06 крат. Классические карты темновой коррекции и усиления были получены с усреднением 50 кадров в центральном положении детектора.



Рис. 4. Фотография тестового образца.

На снимках без коррекции наблюдается выраженный градиент интенсивности источника, при этом средняя интенсивность изображений уменьшается в два раза при отдалении детектора от центрального положения. На рисунке 5 представлено пространственное изменение средней интенсивности ROI детектора в зависимости от его координат и значения градиента источника в плоскости детектора.

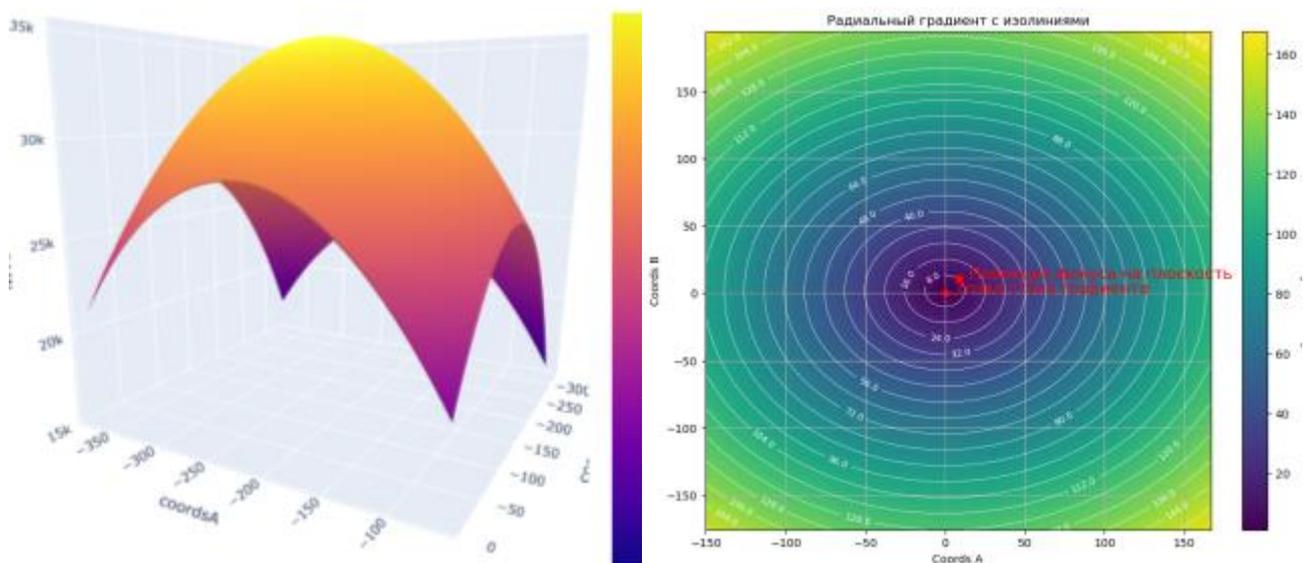


Рис. 5. Пространственное распределение средней интенсивности ROI детектора и радиального градиента источника излучения в плоскости детектора.

Снимки, полученные с использованием смещенного детектора и классической коррекции, демонстрируют искажение реальной интенсивности из-за различного пространственного распределения рентгеновского излучения в позициях съемки и калибровки. Градиент излучения влияет на карту классической коррекции светлого поля, полученную в центральном положении детектора, что при перемещении его в другие участки поля излучения вносит дополнительные искажения в регистрируемые изображения.

На снимках с коррекцией, рассчитанной по передаточным характеристикам пикселей на основе координат детектора, искажение реальной интенсивности отсутствует. Однако, средняя интенсивность изображений снижается при отдалении детектора от центра, что

указывает на необходимость дальнейшей оптимизации метода коррекции. Для компенсации изменения средней интенсивности были рассчитаны значения градиента источника, на основе которых была определена точка стока градиента — позиция детектора с минимальным искажением поля излучения и максимальной интенсивностью. Координаты стока градиента не совпадают с проекцией положения фокуса на плоскость детектора, а изолинии градиента имеют форму овала, сплюснутого по вертикали, что связано с неравномерностью диаграммы направленности излучения данного типа источников с массивным анодом.

В работе была модифицирована формула коррекции изображений, полученных на светлом поле, с целью оптимизации средней интенсивности детектора во всех его положениях относительно источника излучения. Стандартная формула коррекции представлена следующим образом:

$$OUT_{coords} = \frac{I - D_{map}}{GAIN_{coords} - D_{map}} \cdot mean(GAIN_{coords}) \#(5)$$

Обновленная формула коррекции, учитывающая особенности распределения интенсивности излучения, имеет следующий вид:

$$OUT'_{coords} = \frac{I - D_{map}}{GAIN_{coords} - D_{map}} \cdot mean(GAIN_{MID}) \#(6)$$

В этой формуле темновая коррекция и коррекция неравномерности передаточных характеристик пикселей выполняются стандартным образом. Однако в модифицированном варианте выходное изображение приводится к средней интенсивности усиления в позиции стока градиента. На рисунке 6 отображены результаты коррекции тестового снимка фона с учетом градиента интенсивности и без его учета. Среднее значение интенсивности темнового сигнала экспозиции составляет 2326 ADU, среднее значение интенсивности ROI детектора в положении стока градиента 33000 ADU с учетом темнового кадра при заданных параметрах.

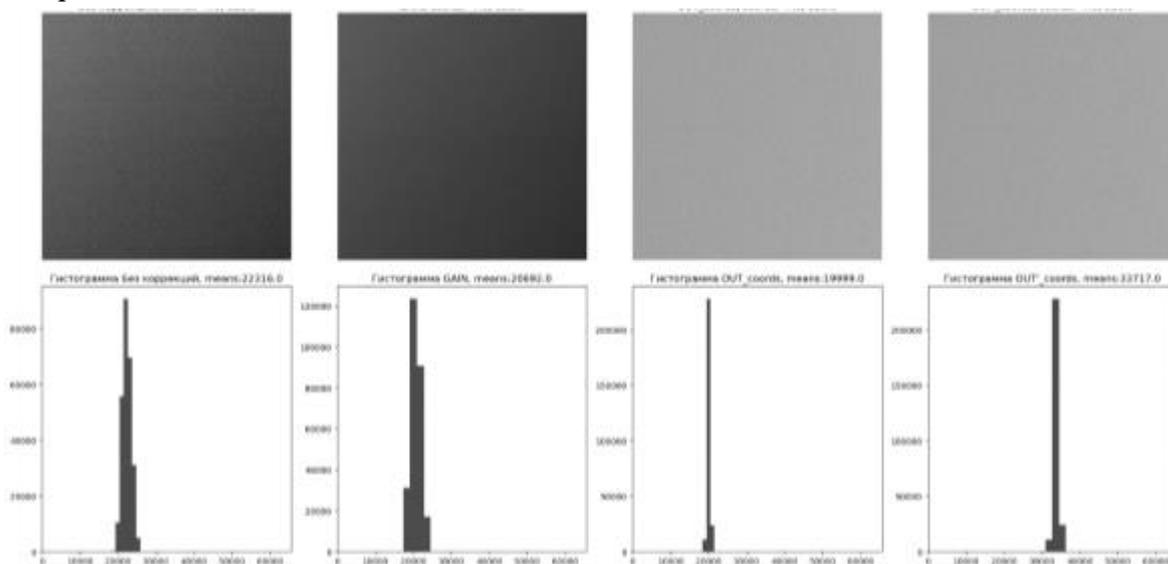


Рис. 6. Тестовый снимок, карта коррекции для данных координат, снимок с коррекцией по формуле 5, снимок с коррекцией по формуле 6.

На снимках образца с коррекцией усиления по передаточным характеристикам искажение реальной интенсивности отсутствует, так как коррекция выполняется на снимок

усиления, соответствующий текущему положению детектора. Средняя интенсивность изображений изменяется незначительно благодаря коррекции градиента, что подтверждает эффективность предложенного метода. Результаты коррекции, когда детектор находится под углом к источнику и в центре отображены на рисунках 7 и 8.

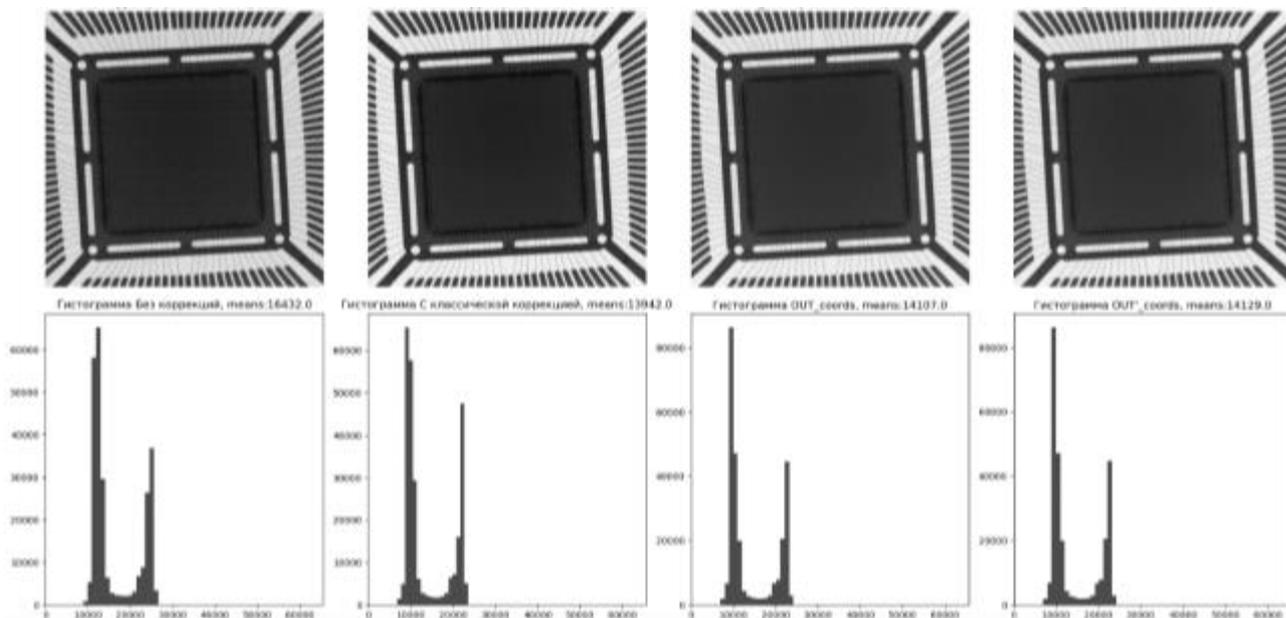


Рис. 7. Тестовые снимки образца в центре с примененными коррекциями (классическая, по коэффициентам без учета градиента, с учетом градиента).

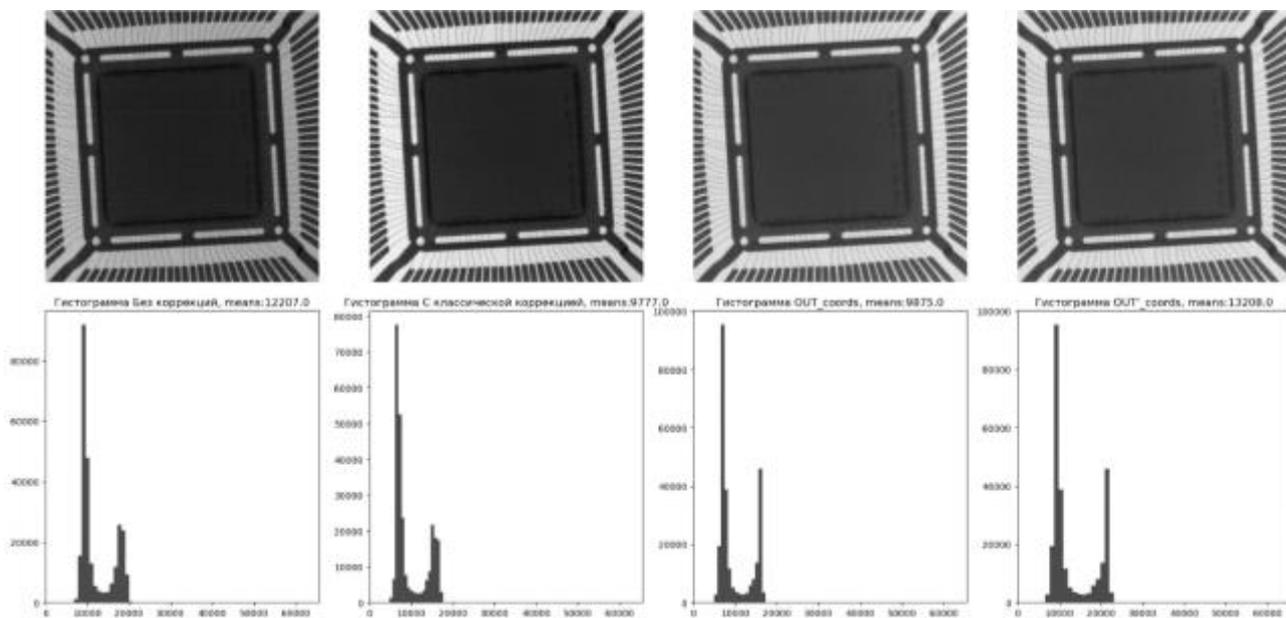


Рис. 8. Тестовые снимки образца под углом с примененными коррекциями (классическая, по коэффициентам без учета градиента, с учетом градиента).

Гистограмма тестового образца демонстрирует два пика с диапазоном 15000 ADU, при этом второй пик в два раза меньше первого. На снимках с классической коррекцией второй пик искажен, тогда как на снимках с коррекцией по координатам оба пика отображены корректно. Коррекция градиента исправляет искажение диапазона между пиками на снимках под углом. Данный метод коррекции позволяет устранить искажения,

обеспечивая более точное представление о реальной интенсивности всех пикселей детектора, на которые попала тень от объекта.

В ходе исследования был успешно внедрен новый метод коррекции рентгеновских изображений, основанный на коэффициентах передаточных характеристик пикселей, зависящих от пространственного положения детектора. Этот метод продемонстрировал эффективность, сопоставимую с классическими подходами, при этом расширяя возможности применения благодаря гибкости генерации калибровочных карт.

Метод особенно актуален для условий, требующих высокой автоматизации процессов и обеспечения качества получаемых результатов. В дальнейшем, исследования будут сосредоточены на адаптацию метода калибровки для детекторов больших размеров, достигающих до 10 мегапикселей. Это позволит расширить область применения метода и повысить его эффективность в более сложных сценариях, что может привести к значительным улучшениям в качестве рентгеновских изображений и их интерпретации.

Литература.

1. Moy J. P., Bosset B. How does real offset and gain correction affect the DQE in images from x-ray flat detectors? // Medical Imaging 1999: Physics of Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics. 1999. Т. 3659. С. 90-98.

2. Авакян А.К., Лобжанидзе Т.К. и др. Цифровые плоскочувствительные детекторы в медицинских системах визуализации // Краткие сообщения по физике Физического института им. П.Н. Лебедева Российской Академии Наук. 2018. Т. 45. № 11.

3. Лобжанидзе Т.К., Полихов С.А., Авакян А.К. Способ определения передаточных характеристик пикселей плоскочувствительного детектора. // Патент 2690105 Россия. № 2018137860; заявл. 26.10.2018; опубл. 30.05.2019.

4. Van Nieuwenhove V. et al. Dynamic intensity normalization using eigen flat fields in X-ray imaging. // Optics Express. 2015. Т. 23. № 21. С. 27975-27989.

ОСОБЕННОСТИ И ПРЕИМУЩЕСТВА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПЛОСКОПАНЕЛЬНЫХ ДЕТЕКТОРОВ ПОВЫШЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ В ОБЩЕЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

**Баринов А.А., Ещенко Г.В., Булатов З.В. (ООО «ЛИМТ»),
Смирнова А.В., Дабагов А.Р. (АО «МТЛ»)**

Как известно, в общей рентгенографии сегодня в основном используются плоскочувствительные детекторы с шагом пикселя ~140 мкм. Такие детекторы доминируют на рынке более десяти лет, сменив системы с большим размером пикселя, и являются по сути отраслевым стандартом. Считается, что предельное разрешение в 3.5 лп/мм вполне достаточно для задач общей радиологии, при этом цена перехода на более мелкий пиксель считалась до сих пор достаточно высокой. Во-первых, в случае с TFT-технологией (которая доминирует в производстве крупноформатных детекторов) масштабирование шага пикселя вниз связано с очень сильным уменьшением размера фотодиода в каждом пикселе и, как следствие, с уменьшением его эффективности, что могло бы приводить к росту дозы для

получения того же качества исследования. Во-вторых, это приводит к увеличению размера изображения и, как следствие, к увеличению нагрузки на системы хранения данных, каналы связи, а также алгоритмы постпроцессинга. Уместно здесь привести опыт по внедрению детекторов с пикселем 50 мкм в маммографии десять лет назад, когда огромной трудностью для лечебных учреждений оказалось в первую очередь хранение баз данных (объем которых практически утроился, в сравнении с типичными для того времени маммографическими системами). В-третьих – технология производства TFT-сенсоров для крупноформатных детекторов имеет особенности, вследствие которых даже компоновка детекторов с шагом пикселя менее 120 мкм представляет существенную сложность, а иногда и приводит к существенному росту их стоимости. Ввиду массовости производимых базовых компонентов для таких сенсоров, последнее обстоятельство выступало длительное время практически блокирующим для широкого круга небольших разработчиков и производителей TFT-детекторов для общего рентгена.

Представляется, что в силу вышеуказанных причин, а также в силу отсутствия достаточного опыта работы с детекторами высокого разрешения (с шагом пикселя 85-105 мкм), что мешает уверенно говорить об их диагностических преимуществах, большинство компаний, производящих крупные рентгеновские комплексы для рутинной диагностики, практически не имеют готовых продуктов с такими детекторами. Несмотря на то, что первые образцы таких детекторов были доступны достаточно давно, они не вошли в массовое применение и не вытеснили детекторы стандартного разрешения (130-150 мкм). Однако техника не стоит на месте, и в настоящее время появляется все больше детекторов высокого разрешения в виде компонентов, готовых к применению, в том числе беспроводных кассетного формата. Это отчасти связано с развитием технологий органических TFT-сенсоров, которые в силу конструктивных причин могут в меньшей степени страдать от уменьшения шага пикселя, и отчасти – с общим развитием техники, в частности и классические TFT-сенсоры сделали шаг вперед, и технологии обработки изображений могут опираться теперь на более мощные вычислительные устройства, технологии хранения и передачи больших массивов данных также улучшились.

Данное развитие техники и технологии не осталось незамеченным специалистами медицинского профиля, и в последнее время они все чаще задаются вопросом о том, где находится нынешний целевой тип детектора для общего рентгена, особенно в требующих высокого разрешения применениях, например, как в недавней публикации [1]. Среди прочего отмечается, что в некоторых случаях разница между детекторами стандартного и высокого разрешения становится особенно явной. Этому утверждению соответствуют подтверждаемые технические характеристики, полученные авторами статьи при сравнении двух детекторов одного и того же производителя, один из которых выполнен на TFT-сенсоре стандартного разрешения (140 мкм), а другой – на новом TFT-сенсоре повышенного разрешения (100 мкм). Ниже представлены некоторые из таких характеристик, причем обращать внимание следует не на абсолютные величины характеристик (которые зависят от обстоятельств измерения), а на сравнение двух одинаковых в остальном детекторов между собой.

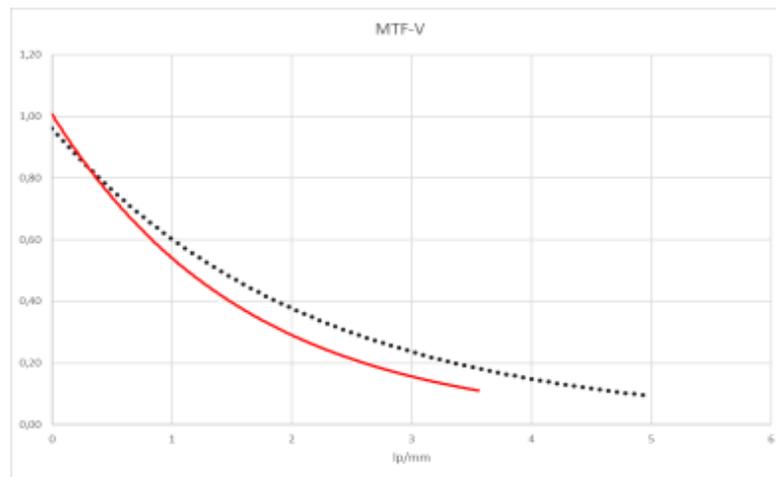


Рис. 1. MTF сравниваемых детекторов: сплошная линия для 140мкм, пунктирная – для 100мкм.

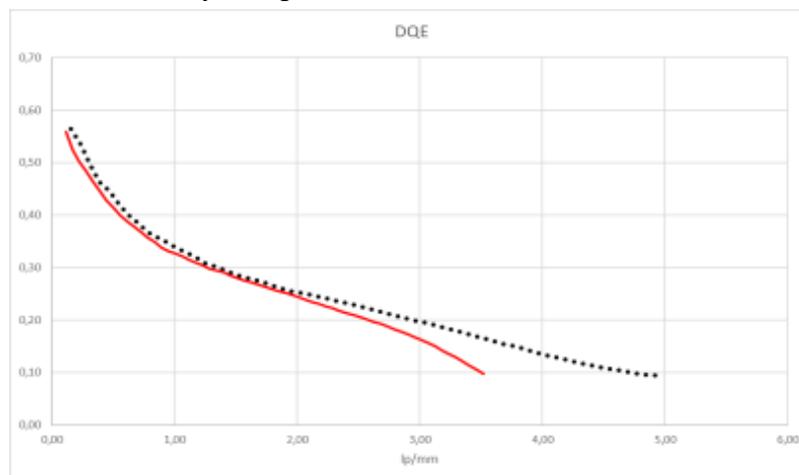


Рис. 2. DQE сравниваемых детекторов: сплошная линия для 140мкм, пунктирная – для 100мкм.

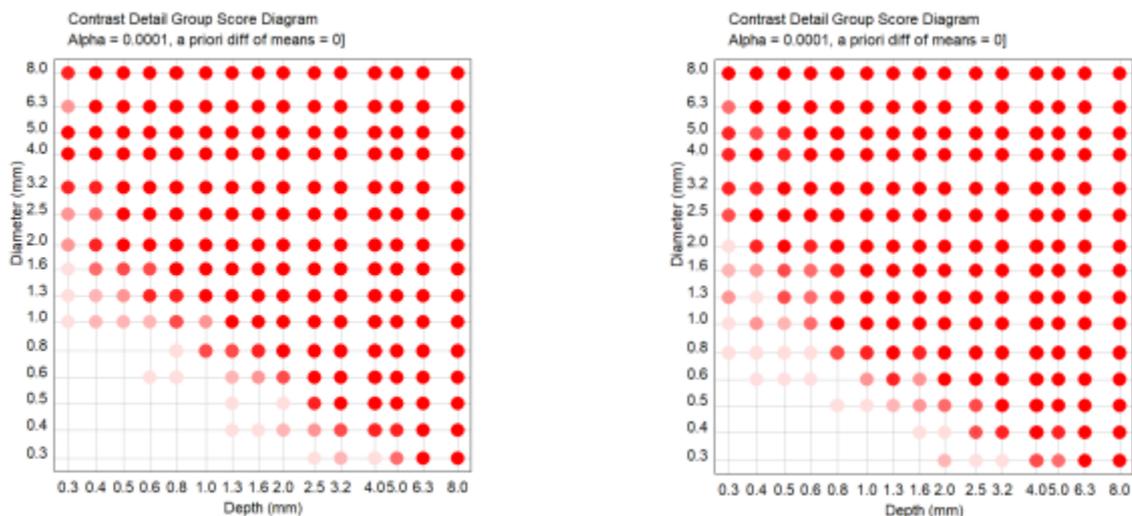


Рис. 3. Сравнение результатов по фантому CDRAD для детектора стандартного разрешения (слева, IQFInv = 6,29) и повышенного разрешения (справа, IQFInv = 6,79).

Наглядно видно, что детектор повышенного разрешения демонстрирует не только очевидное преимущество по MTF, но также по крайней мере не уступает по DQE (сравнение

при этом имеет смысл только в узкой области, до 2 пл/мм), и имеет явное преимущество по фантому CDRAD. Приведение рентгеновских изображений в статье не имеет смысла ввиду их плохой читаемости в печатном формате, однако авторы могли убедиться в лучшей видимости, например, костных структур на детекторе повышенного разрешения, при том, что доза на снимок была небольшой, и одинаковой для обоих детекторов. Этому же мнению придерживаются врачи и лаборанты двух лечебных учреждений Департамента здравоохранения г. Москвы – ГКБ им. В.М. Буянова и ГКБ им. Ф.И. Иноземцева.

По мнению медицинских специалистов, повышенная детализация полученного изображения позволяет лучше визуализировать мелкие изменения трабекулярной структуры, такие как линейные переломы без смещения костных отломков, поднадкостничные переломы, переломы костей лицевого черепа. Особенно явно эти изменения определяются при масштабировании изображения. Использование детектора повышенного разрешения может быть особенно полезным при исследовании костной системы детей, которая может вызывать затруднения вследствие малых размеров исследуемой области. В случаях проведения рентгенографии органов грудной клетки, структура легких становится более четкой, улучшается детализация дистальных отделов легочного рисунка. Улучшается также качество при исследовании органов грудной клетки у новорожденных: компоненты легочного рисунка прослеживаются более четко, что важно при проведении дифференциальной диагностики, улучшается визуализация корней легких, их структура и протяженность. При исследовании костей таза улучшается качество изображения, и даже несколько снижается лучевая нагрузка по сравнению с исследованием на детекторе стандартного разрешения.

Необходимо при этом иметь в виду, что достижение указанных результатов сопряжено с некоторыми особенностями, которые должны быть учтены разработчиками рентгеновских систем. Наиболее заметными из них, с которыми авторам пришлось столкнуться, оказались скорость постобработки и работа алгоритма подавления растра. Так, говоря о скорости постобработки, было отмечено, что рост разрешения получаемого с детектора изображения (в два раза по числу пикселей) привел к линейному, а на некоторых этапах (шумоподавление, подавление растра) даже к сверхлинейному росту длительности обработки, причем общее время обработки при этом вышло за комфортные для лаборантов пределы длительности. С этим авторы, однако, достаточно легко справились с помощью более современного GPU (данный факт наглядно подтверждает, что технические условия для применения детекторов повышенного разрешения сложились именно сейчас). Говоря о второй особенности, мы напомним, что отсеивающий растр создает на поверхности приемника излучения периодические тени. Если период растра мал, а размер пикселя детектора велик, то эффект тени может быть практически незаметен, и не требует дополнительного подавления. Но с уменьшением пикселя этот эффект становится значительным, и обычный метод борьбы с подобными волнообразными тенями состоит в использовании подвижного растра, быстрые возвратно-поступательные движения которого позволяют размыть упомянутую тень. Однако, этот метод требует дополнительного точного оборудования, кроме того, для высокочастотных растров может быть труднореализуемым, поэтому в последние два десятилетия производителям рентгеновских систем пришлось прибегать к методам компьютерной обработки. Часто эти методы основаны на фильтрах, в которых подбирается баланс между пространственным разрешением и качеством подавления

артефактов растра (неверный выбор этого баланса может создать обратный – не в физическом смысле, но в плане изображаемого результата – эффект). Важным параметром является вычислительная сложность метода, так как современные детекторы позволяют получать изображения десятки миллионов пикселей, а результат для оценки нужно получить достаточно быстро.

Сущность проблемы подавления растра достаточно ярко проявилась на детекторе повышенного разрешения ввиду того, что авторы статьи использовали на нем тот же растр (40 пл/см), который часто используется для детектора стандартного разрешения (при том, что и для последнего этот растр недостаточно частый). Данное решение популярно потому, что позволяет снизить требования к качеству изготовления растра, что важно и с экономической точки зрения, и с точки зрения поиска возможных изготовителей растров на территории РФ и дружественных стран. Исследованиями установлено, что используемые ранее алгоритмы потребовали бы длительного подбора параметров для такого сочетания растра и детектора. Авторы статьи решили в данном конкретном случае предложить метод, не претендующий на сколько-нибудь существенную математическую новизну, но, насколько нам известно, не использовавшийся ранее в точности таком же виде именно для этой задачи, следовательно, широкой публике он может быть интересен. Он базируется на хорошо известном подходе – удалении из Фурье-спектра изображения частот, отвечающих за проявление теней от растра. Положим, что ламели растра параллельны вертикальной оси, тогда вдоль горизонтальной оси яркость будет осциллировать с периодом, равным периоду растра. Зная период растра и разложив каждую строку изображения с помощью дискретного преобразования Фурье, мы можем (применив оконную функцию) удалить из спектра частоты, ответственные за формирование тени от растра, а затем, выполнив обратное преобразование, получить изображение без артефактов. Однако, по мере уменьшения размера пикселя детектора определение частот, связанных с растром, может стать все более затруднительным (рис. 4).

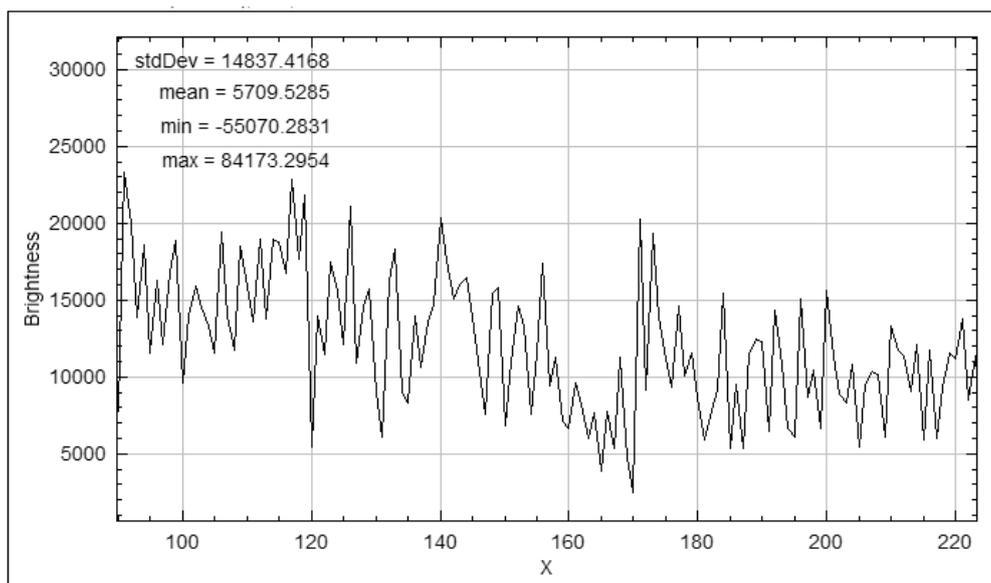


Рис. 4. Вещественная компонента Фурье-спектра строки. Компоненты, отвечающие за растр, лежат вблизи $x = 170$.

Видно, что становится трудно надежно идентифицировать растр на фоне других пиков. В качестве решения этой проблемы, предлагается использовать для анализа распределения частот Фурье-спектр автокорреляционной функции (рис. 5):

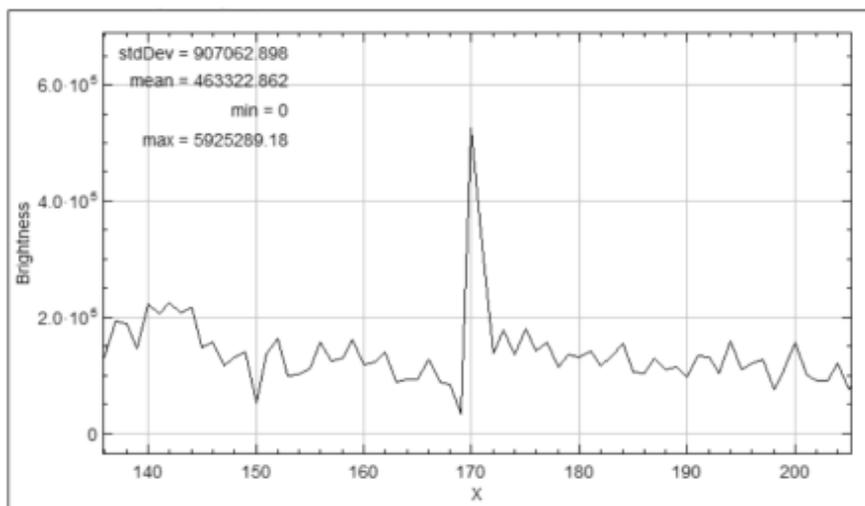


Рис. 5. Вещественная компонента Фурье-спектра автокорреляционной функции. Резкий максимум при $x = 170$ легко обнаружим.

Если просто приравнять нулю амплитуды компонент растра и выполнить обратное преобразование Фурье, то возникнут осцилляции, связанные с прямоугольной формой окна. Для минимизации этих осцилляций был использован фильтр в виде кривой Гаусса, т.к. ее Фурье-спектр также является кривой Гаусса, хотя установлено, что не менее успешно работает фильтр на основе функции Кайзера-Бесселя.

Выводы:

1) На сегодняшний день можно уверенно утверждать, что детекторы повышенного разрешения (~ 100 мкм) способны занять свою нишу в общей рентгенографии – этому способствует достигнутый к сегодняшнему дню уровень техники (помимо самих детекторов). Причем такие детекторы сейчас доступны гораздо более массово, чем десятилетием ранее, широко представлены в линейках многих производителей, в том числе российских. Так, например, продукты на базе детекторов с шагом пикселя 100 мкм будут доступны в линейках палатных аппаратов и аппаратов на два рабочих места от АО «МТЛ».

2) Медицинские специалисты отмечают преимущества применения детекторов повышенного разрешения, а именно лучшую видимость костных структур и, в ряде случаев, мягких тканей, особенно при возможности искусственного увеличения. Они при этом отмечают, что указанные преимущества, по крайней мере в традиционном режиме съемки, достигаются при тех же дозах, что и на детекторах стандартного разрешения (~ 150 мкм).

3) Показано, что использование детекторов повышенного разрешения содержит ряд технических вызовов для разработчиков, и авторами продемонстрированы некоторые данные о том, как с ними можно справиться.

Литература.

1. Seven general radiography x-ray detectors with pixel sizes ranging from 175 μm to 76 μm : technical evaluation with the focus on orthopaedic imaging, N.W. Marshall, et al DOI:10.1088/1361-6560/acf642.

МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖУЩИХСЯ ОБЪЕКТОВ С ПОМОЩЬЮ ПОСТОЯННОГО И ИМПУЛЬСНОГО ИСТОЧНИКОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Комарский А.А., Корженевский С.Р., Криницин В.В.
(Институт электрофизики УрО РАН)

Тема рентгеновской регистрации движущихся объектов остается актуальной и важной в различных областях науки, медицины, промышленности и системах досмотра. Динамическая нерезкость рентгеновского изображения, вызванная движением объекта исследования, является одной из главных проблем в таких исследованиях. Это может приводить к размытию (смазыванию) изображения и потере важных деталей, что затрудняет интерпретацию результатов [1]. В случаях, когда необходимо получить снимок объекта, который движется с малой скоростью, используется рентгеновский источник большой мощности и выбирается короткое время экспозиции. Это позволяет получать изображения с хорошей резкостью объектов, движущихся со скоростью не превышающей единицы см/с.

Для скоростной съемки чаще всего применяется метод оптической регистрации, когда объект освещается световым потоком высокой интенсивности, а камера работает с частотой записи кадров в единицы и десятки кГц. В рентгеновской диагностике для этого могут быть использованы линейные детекторы, например, те, что применяются в КТ, и источники рентгеновского излучения мощностью несколько кВт. Если объект движется со скоростью 1 м/с, а детектор имеет время экспозиции 1 мс (запись кадров порядка 1 кГц без учета времени сброса данных на ПК), то объект продвинется на 1 мм, что приемлемо не для всех задач. Задача рентгеновской регистрации движущихся объектов с применением плоскопанельных детекторов, работающих в видеорежиме, существенно ограничена со стороны детектора низкой частотой регистрации кадров, которая составляет обычно единицы - десятки Гц.

В данной работе приводится эксперимент по регистрации движущегося объекта с использованием постоянного излучения и импульсного. В качестве объекта исследования выбран движущийся поршень в цилиндре. Схема приведена на рисунке 1.

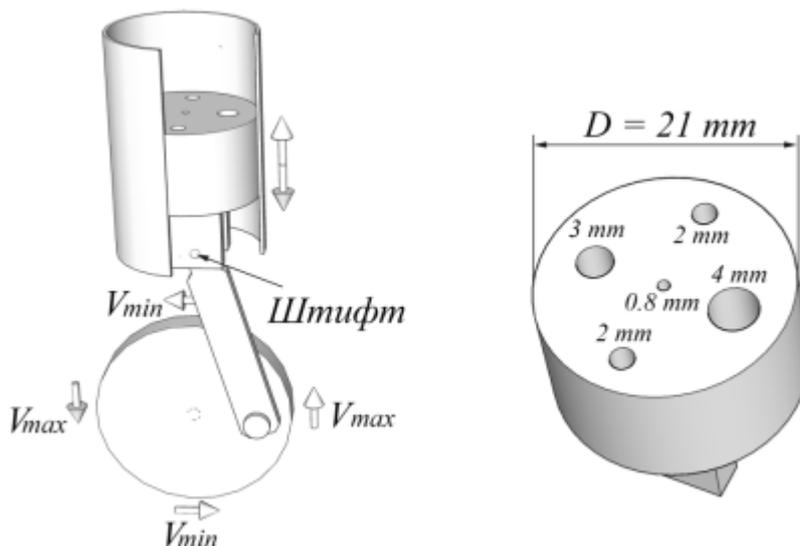


Рис. 1. Схема движения поршня.

Поршень через шатун соединен с краем диска. Диск соединен с валом двигателя, который приводит в движение данный диск. Таким образом, вращательное движение диска преобразуется в поступательное движение поршня. Частота перемещения поршня составляет примерно 10 Гц, средняя скорость движения поршня примерно 40 см/с, в то время как мгновенная скорость в верхней или нижней частях траектории близка к 0 (V_{\min} на рис. 1), а в боковом положении эксцентрика, т.е. когда поршень находится в средней части траектории движения, превышает 60 см/с (V_{\max} на рис. 1).

Регистрация произведена на VIVIX 2323-D, частота регистрации кадров без биннинга может достигать 34 кад/с, размер пикселя около 185 мкм. В эксперименте с использованием постоянного источника излучения изменяется частота регистрации кадров. Время передачи данных на ПК (Readout Time) не зависит от частоты регистрации кадров и составляет 27.31 мс. Временные зависимости при разной частоте регистрации кадров приведены в таблице 1.

Таблица 1.

Frame Rate (fps)	1	5	10	20	30
Frame Time (ms)	1000	200	100	50	33.33
Exposure Time (ms)	972,68	172.68	72.68	22.68	6.02
Readout Time (ms)	27.31	27.31	27.31	27.31	27.31

При съемке движущегося объекта важным параметром является время экспозиции, чем оно меньше, тем меньшее перемещение совершит объект. С уменьшением времени пропорционально снижается и доза излучения, что приводит к снижению отношения сигнал/шум. На рисунке 2 приведены изображения неподвижного и движущегося поршня, полученные от постоянного источника излучения при съемке на плоскопанельный детектор с разной частотой регистрации кадров в секунду. Частота колебаний поршня составляет примерно 10 Гц.

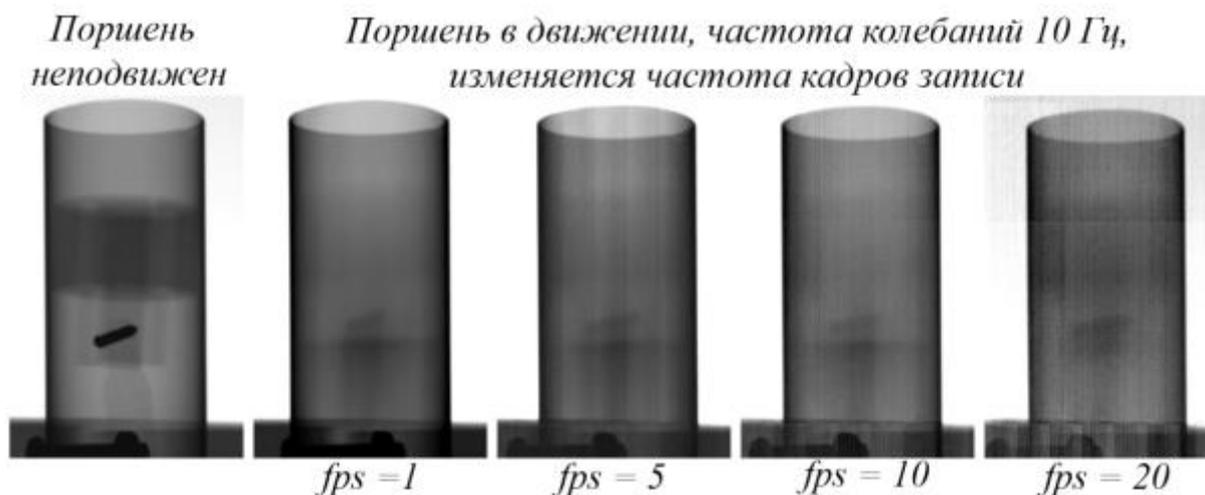


Рис. 2. Регистрация движущегося поршня и штифта при разном времени экспозиции.

В неподвижном состоянии изображение поршня и штифта имеют четкие границы. При регистрации с частотой 1 кадр/секунду поршень совершает 10 оборотов, естественно изображение смазано. След штифта из-за большего контраста виден четче, также в нижней точке, где скорость минимальна видны очертания штифта. При регистрации 5 кадров/сек и

10 кадров/секунду поршень практически совершает 2 полных оборота и 1 полный оборот соответственно, изображения схожи с предыдущим и также размыты. При регистрации 20 кадров/секунду выбран момент, когда поршень находится в среднем положении и скорость максимальна. Время экспозиции в этом режиме составляет 22.68 мс, перемещение поршня составляет около 1 см, как видно изображение еще более размыто, т.к. поршень не попадает в точку с минимальной скоростью движения. Для 30 Гц съемка не сделана, т.к. мощность дозы излучения недостаточна, чтобы за время экспозиции 6.02 мс получить не зашумленное изображение. Хотя и в этом случае поршень пройдет около 0.3 см.

После эксперимента с источником постоянного излучения выбран импульсный источник излучения. В последнем контуре схемы формирования высоковольтного импульса используется индуктивный накопитель энергии и полупроводниковый прерыватель тока (SOS) [2], что позволяет отказаться от газоразрядных обострителей и добиться большей стабильности импульса напряжения. К тому же SOS быстро восстанавливается, поэтому частота импульсов может достигать десятки кГц. В нашей лаборатории разработаны источники с напряжениями до 600 кВ и энергией в импульсе более 100 Дж [3, 4].

Параметры выбранного для экспериментов источника следующие: пиковое напряжение 120 кВ, длительность рентгеновской вспышки около 30 нс, энергия в импульсе 0.5 Дж. Источник может генерировать рентгеновские импульсы с частотой повторения до 5 кГц. Важно синхронизировать положение поршня с моментом генерации рентгеновской вспышки, для этой цели используется датчик Холла. На рисунке 3 приводятся изображения поршня в неподвижном состоянии и при циклическом движении с частотой 10 Гц, как в эксперименте с постоянным источником излучения.

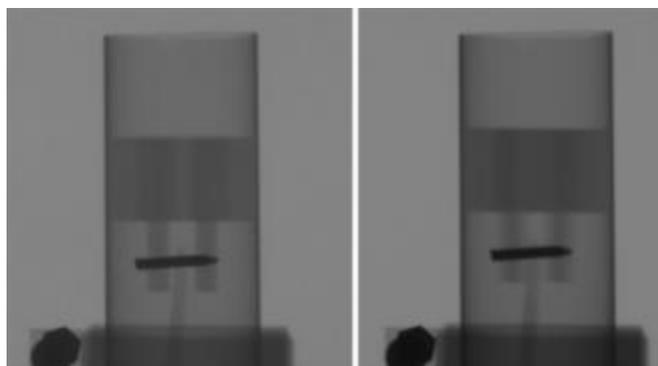


Рис. 3. Регистрация с применением импульсного источника излучения. Поршень неподвижен (слева), поршень находится в движении при частоте 10 Гц (справа).

В данном случае набрано по 100 рентгеновских импульсов, т.е. в момент, когда поршень возвращается в положение, в котором срабатывает датчик Холла, генерируется рентгеновская вспышка. Время экспозиции на детекторе выбирается заведомо большим, чем время, за которое будет произведено 100 вспышек. Как видно из двух изображений, где поршень неподвижен и совершает периодические движения, эти изображения практически идентичны.

Далее проведено КТ сканирование поршня в неподвижном состоянии и при периодических колебаниях с частотой 10 Гц. Вся конструкция проворачивается на заданные углы и производится регистрация изображения. Датчик положения поршня также используется и его точность является определяющей для обеспечения резкости получаемого изображения, т.к. рентгеновская вспышка длится около 30 нс и даже при скорости 60 см/с

объект за это время сместится лишь на 18 мкм. КТ срезы поршня, полученные для разных частей, приведены на рисунке 4.

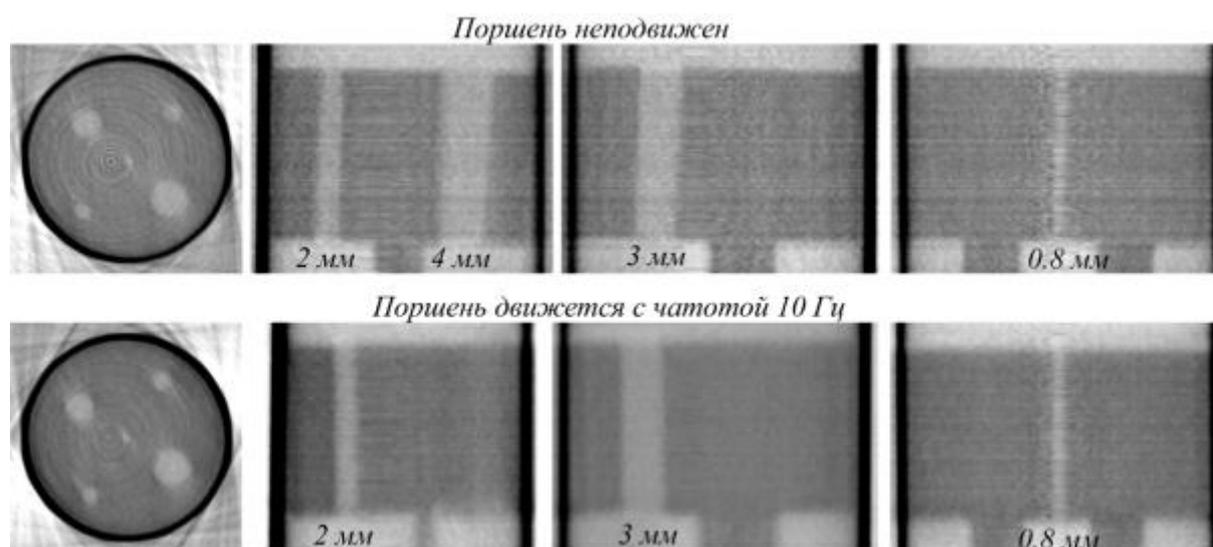


Рис. 4. КТ срезы поршня в неподвижном состоянии и в движении по периодической траектории с частотой 10 Гц.

Экспериментальные исследования продемонстрировали значительные преимущества использования импульсного источника излучения для визуализации движущихся объектов. Если объект движется по циклической (повторяющейся) траектории, то можно производить множественные облучения короткими рентгеновским импульсами и набирать необходимую дозу облучения при синхронизации с датчиком положения объекта. В зависимости от характеристик используемого датчика, можно получать изображения в любой момент времени и в любой точке траектории движения объекта, даже при изменяющейся скорости его перемещения, как продемонстрировано в данной работе.

Данная методика может быть успешно применена в различных областях, включая биологию, где для синхронизации могут быть использованы циклы дыхания и сердцебиения. В промышленности такая технология может быть полезна для дефектоскопии подвижных механизмов, а также в научных исследованиях, где требуется анализ динамических процессов с высокой степенью детализации и точности. Таким образом, использование импульсных источников рентгеновского излучения представляет собой перспективный подход, способствующий расширению возможностей визуализации и анализа движущихся объектов в различных научных и практических приложениях.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-79-10013. <https://rscf.ru/en/project/22-79-10013>.

Литература.

1. Correcting organ motion artifacts in x-ray CT medical imaging systems by adaptive processing. I. Theory / Dhanantwari A.C., Stergiopoulos S., Iakovidis I. // *Med. Phys.*, 2001, 28(8), pp. 1562-1576.
2. A nanosecond SOS-generator with a 20-kHz pulse repetition rate / Vasil'ev P.V., Lyubutin S. K., Pedos M. S., Ponomarev A. V., Rukin S. N., Slovikovskii B. G., Timoshenkov S. P., Cholakh S. O. // *Electronics and Radio Engineering*, 2010, 53, p. 830–835.

3. Pulsed X-ray source with the pulse duration of 50ns and the peak power of 70MW for capturing moving objects / Komarskiy, A.A., Korzhenevskiy, S.R., Ponomarev, A.V., Komarov, N.A. // Journal of X-Ray Science and Technology, 29(4), 2021, pp. 567–576.

4. Dual-Energy Processing of X-ray Images of Beryl in Muscovite Obtained Using Pulsed X-ray Sources / Komarskiy A., Korzhenevskiy S., Ponomarev A., Chepusov A. // Sensors, 2023, 23(9), 4393.

ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ РЕНТГЕНСПЕКТРАЛЬНОЙ АППАРАТУРЫ

Лукьянченко Е.М. (ООО «Полюс»)

Современные требования по чувствительности и точности рентгеноспектрального анализа могут быть реализованы только при повышении контрастности аналитического сигнала. Путей повышения контрастности в рентгеноспектральном анализе четыре: фильтрация первичного излучения, монохроматизация, поляризация, полное внешнее отражение. Фильтрация была первым физическим эффектом, который был широко использован в конце 90-х начале 2000-х годов и отечественное приборостроение было лидером по приоритету и эффективности применения этого приема в приборах БРА 17-02 (1994г.) и БРА 18 (2005г.) В 2011 году был подведен итог этого периода развития и ставился вопрос о монохроматизации первичного излучения [1]. Однако, в стране не появилось приборов с монохроматизацией, поэтому в работах 2016-2017 годов рассматривались уже предметно тенденции и перспективы реализации и технического исполнения монохроматизации, поляризации первичного излучения и геометрии полного внешнего отражения, как о необходимых методах повышения контрастности аналитического сигнала [2]. В этих вопросах отечественное рентгеноспектральное приборостроение имеет приоритетные фундаментальные работы по монохроматизации в 80-е годы и приоритетные отечественные разработки по полному внешнему отражению в схеме с волноводом-резонатором в последнее время [3,4]. К сожалению, реализации этих достижений в отечественных приборах нет, а за рубежом работа идет полным ходом.

Рассмотрим некоторые данные из проспектов анализатора серы и хлора MESA 7220, фирмы HORIBA, Япония. В приборе осуществлена монохроматизация первичного излучения.

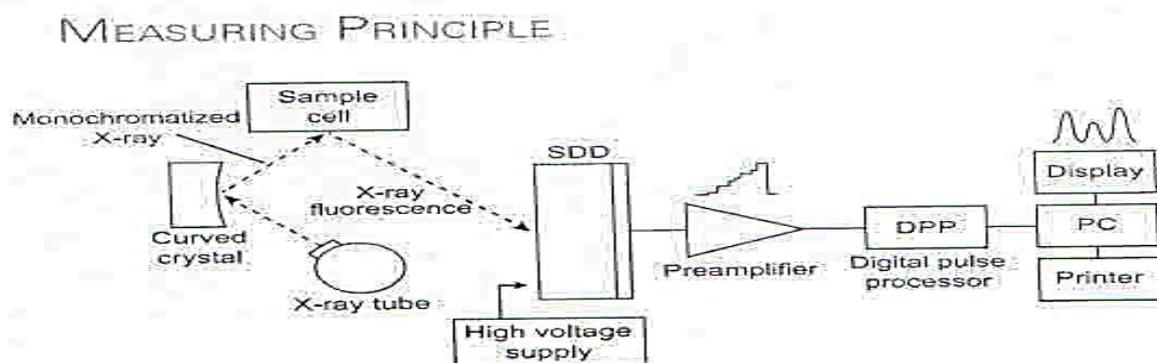
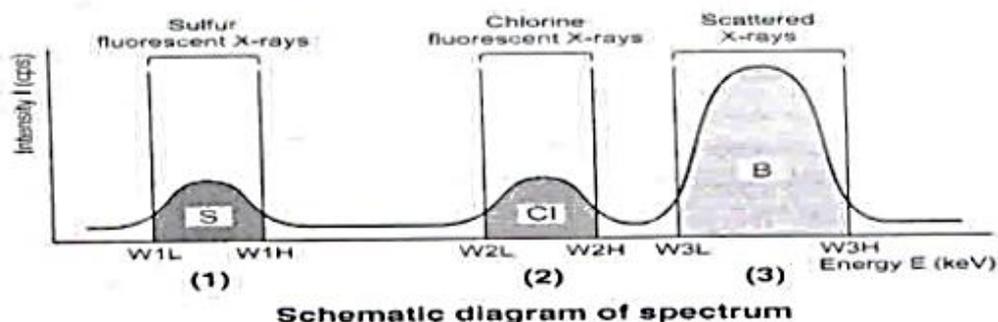


Рис.1. Блок-схема анализатора серы и хлора MESA 7220, фирмы HORIBA, Япония с монохроматизацией первичного излучения.

На блок-схеме рис.1 элементом монохроматизации представлен изогнутый кристалл-монохроматор, а в качестве детектирующей системы используется детектор SDD. На рис.2 представлен спектр из проспекта MESA 7220.



These measurements are then stored in the PC's memory and used for final calculations.

Рис.2. Спектр серы и хлора (диаграмма) в анализаторе MESA 7220.

В представленном спектре пики серы и хлора хорошо разрешены по энергиям и хорошо различимы по интенсивности на уровне фона.

Почему параметров приборов без монохроматизации первичного излучения недостаточно для количественного анализа серы в диапазоне концентраций 0-10 ppm? Дело в том, что при сертификации приборов нижнюю границу измеряемых концентраций, зачастую, указывают на уровне предела обнаружения прибора и при пределе обнаружения 1,5-3 ppm считают, что прибор будет анализировать концентрации серы в нефти в диапазоне 0-10 ppm. Это самоуспокоительная ошибка. Предел обнаружения $C_{пр.}$ — это такая концентрация элемента, интенсивность аналитической линии от которой в $3\sqrt{I_f}$ превосходит уровень фона. Классическая формула для определения предела обнаружения:

$$C_{пр.} = \frac{3C}{\sqrt{KNt}} \quad (1)$$

где:

C- концентрация элемента, на которой проводится измерение,

K- контрастность сигнала, $K = I_l / I_f$;

N- интенсивность сигнала, $N = I_l + I_f$ - Iф;

t – время экспозиции.

Предел обнаружения – это расчетная величина. На уровне предела обнаружения количественные измерения невозможны, поскольку не может быть определена точность (погрешность) измерений. Количественные измерения начинаются с минимальной концентрации $C_{мин.}$, которая в 5-7 раз превосходит предел обнаружения:

$$C_{мин.} = (5-7) C_{пр.} \quad (2)$$

Таким образом, реальные минимальные концентрации измерения серы $C_{мин.}$ на приборах с пределом обнаружения 1,5-3 ppm (с фильтрацией первичного излучения) составляют 10-15 ppm и выходят за границы диапазона 0-10 ppm, и именно поэтому передовые фирмы стремятся создать приборы с пределом обнаружения 0,7 ppm и ниже с монохроматизацией первичного излучения, чтобы минимальные определяемые

концентрации $C_{\text{мин}}$ находились внутри диапазона 0-10 ppm, где проводится количественный анализ с определенными точностями (погрешностями), которые предписывают ISO и ГОСТы. Сейчас на рынке, помимо MESA 7220, появились приборы с монохроматизацией первичного излучения двойкоизогнутым кристаллом совместной российско-китайской разработки фирмы AVRORA, например, анализатор серы и хлора DUBHE-160, с пределом обнаружения по проспекту 0,2 ppm.

Есть еще одна скрытая неприятность для приборов, работающих без монохроматизации первичного излучения, которая проявляется при измерении реальных, а не градуировочных образцов. Без монохроматизации фон рассеянного на образце первичного излучения от рентгеновской трубки составляет существенную долю интенсивности аналитической линии серы SK α (I β +ф), и неконтролируемое изменение фоновой составляющей, вызванное, например, изменением соотношения водородно-углеродных составляющих H/C в реальном анализируемом образце, из-за высокого рассеяния первичного излучения на легкой матрице приводит к существенным изменениям показаний серы без реального изменения концентрации серы в образце. Этот скрытый недостаток рентгенооптических схем без монохроматизации первичного излучения мало обсуждается в литературе, поскольку большинство приборов для измерения серы, находящихся на рынке, не имеют монохроматизации, но на практике применения он имеет не меньшее значение для характеристики прибора, чем очевидная расчетная величина предела обнаружения.

Монохроматизация первичного излучения повышает контрастность флуоресцентного излучения в несколько десятков раз и практически снимает зависимость измерения серы от изменений углеводородных составляющих в анализируемых образцах и других матричных эффектов. Сейчас на рынке, помимо MESA 7220, появились уже приборы с монохроматизацией первичного излучения двойкоизогнутым кристаллом совместной российско-китайской разработки фирмы AVRORA, например, анализатор серы и хлора DUBHE-160, с пределом обнаружения по проспекту 0,2 ppm.

Как должна выглядеть монохроматизация, и как должен выглядеть идеальный прибор для анализа серы и хлора в нефтепродуктах? Одиночного кристалл-монохроматора, как показано на блок-схеме MESA 7220 (рис.1), и как это показано в проспекте DUBHE-160, недостаточно, т.к. светосила прибора будет мала. Решение проблемы заключается в применении бочкообразного кристалла-монохроматора, как это показано в работе 1983 года [3]. Рентгенооптическая схема с фокусировкой первичного рентгеновского излучения системой изогнутых кристаллов типа «бочка» представлена на рисунке 3.

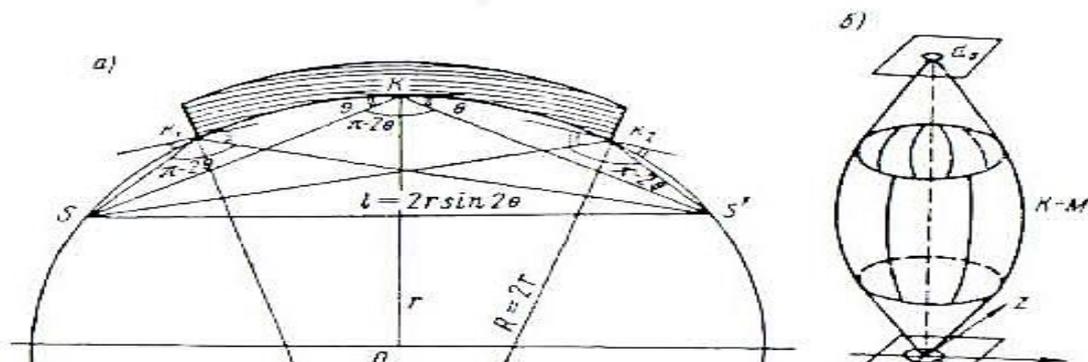


Рис. 3. Рентгенооптическая схема с фокусировкой первичного рентгеновского излучения системой изогнутых кристаллов типа «бочка» 1983г.

Создав бочкообразный кристалл, мы повысим светосилу монохроматора первичного излучения в 4-6 раз. Если мы применим еще и оригинальную схему регистрации рентгеновского флуоресцентного излучения, превосходящую тривиальную схему применения SDD детектора, как в MESA 7220, то это будет идеальный прибор для анализа серы и хлора в нефтепродуктах.

Второй прибор, необходимый на отечественном рынке-это универсальный энергодисперсионный спектрометр типа БРА 18 с набором кристалл-монохроматоров и вторичных мишеней с поляризацией по Баркла для создания оптимального спектрального состава первичного рентгеновского излучения для различных областей спектра, - легкой, средней и жесткой. Эффект поляризации, открытый Ч.Баркла в 1904 году, широко используется в современных энергодисперсионных спектрометрах для подавления рассеянного тормозного излучения. Практически в каждом энергодисперсионном спектрометре может быть реализована геометрия поляризации, поскольку это связано только с определенным расположением элементов рентгенооптической схемы, в так называемой, «схеме Баркла» или в современном названии 3Д-геометрии. На рис.4 показана схема расположения элементов и схематическое взаимодействие векторов электромагнитного излучения с рассеивающей поверхностью и анализируемым образцом для реализации эффекта поляризации.

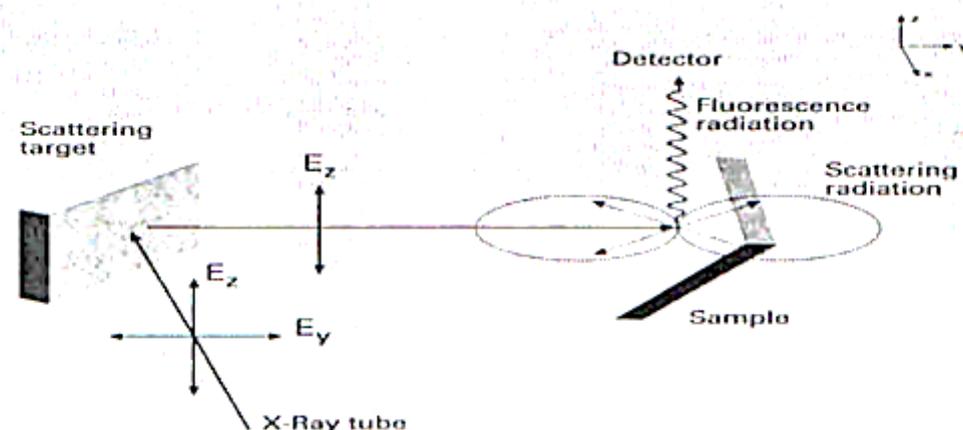


Рис.4 Схема поляризации рентгеновского излучения на рассеивающей мишени.

Такая схема позволяет расположить детектор рентгеновского излучения в направлении, где отсутствует рассеянное на образце первичное излучение. Примечательно, что при брэгговском отражении от кристалла-анализатора также происходит поляризация отраженного монохроматического излучения, и сочетание монохроматизации и поляризации первичного излучения представляется весьма перспективным и прибор MESA 7220, фирмы HORIBA, Япония, судя по проспектным данным, сочетает в своей рентгенооптической схеме эти два эффекта.

Третий прибор — спектрометр рентгенофлуоресцентного анализа в геометрии полного внешнего отражения в схеме с волноводом-резонатором (РФА ПВОВР) [4]. За последние годы появились серийные приборы, использующие геометрию полного внешнего отражения рентгеновского излучения, обладающие наиболее высокими аналитическими характеристиками за счет подавления рассеянного излучения и эффективной геометрии возбуждения. В России разработан новый метод полного внешнего отражения в схеме с

рентгеновским волноводом-резонатором (РФА ПВОВР). Схема спектрометра полного внешнего отражения с волноводом-резонатором приведена на рис.5.

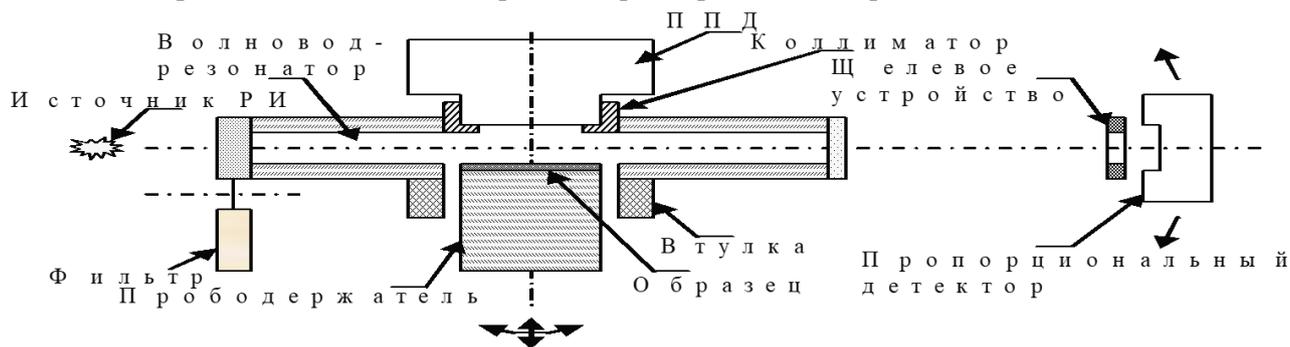


Рис.5. Рентгенооптическая схема рентгенофлуоресцентного спектрометра в геометрии полного внешнего отражения в схеме с волноводом-резонатором (РФА ПВОВР).

Высокая плотность потока возбуждающего излучения в схеме с волноводом-резонатором и возможность манипулирования образцом в потоке обеспечивают преимущество в аналитических и эксплуатационных характеристиках нового метода рентгенофлуоресцентного анализа с полным внешним отражением [4].

Разработка рассмотренных выше приборов позволит овладеть технологиями, которые необходимы на ближайшие 10-15 лет. При творческом подходе к делу в каждой из этих групп приборов можно найти много оригинальных изобретательских решений.

В условиях текущего момента, задача разработки и освоения новых научных идей из области желательной становится насущной необходимостью, и импортозамещение становится не требованием рыночных условий, а государственной необходимостью. Несмотря на внешнее благополучие, отрасль рентгеновского приборостроения представляет собой совокупность «моноприборных» предприятий. Речь идет, конечно, не об одном приборе, а об устоявшейся группе приборов на каждом предприятии. На освоение новых научных идей, выходящих за рамки их специализации, у таких «моноприборных» предприятий нет стимула. Возникает очевидное решение: новые идеи, которые имеют перспективы выхода в приборостроение, наиболее эффективно могут разрабатываться за счет государственного финансирования в централизованном научно-исследовательском институте, с условным названием «Рентгеновский институт». Результаты научно-исследовательских разработок на уровне макетов или экспериментальных образцов вместе с технологиями будут передаваться на определенных экономических условиях приборостроительным организациям. Важно, что эффективность такого предприятия будет оцениваться не столько по финансовому результату, сколько по эффективности использования разработанных приборов в отраслях промышленности и науки в стране и по продажам приборов на зарубежном рынке, т.е. эффективность будет оцениваться по результатам «обеспечения потребностей науки и промышленности в рентгеновской аналитической технике». Такую роль в советское время играло Специальное Конструкторское Бюро Рентгеновской Аппаратуры (СКБ РА), и, далее, НПП «Буревестник». Предприятия рентгеновского приборостроения до сих пор выпускают приборы, разработанные в НПП «Буревестник» в 70-е-80-е годы, но слабо реализуют идеи, разработанные на этом же предприятии в те же годы, что подтверждает тезис о необходимости создания «Рентгеновского института».

Литература.

1. Лукьянченко Е.М. «Особенности развития рентгеноспектрального приборостроения за последние 15-20 лет» VII Всероссийская конференция по рентгеноспектральному анализу, 19-23 сентября 2011г. Тезисы конференции, с.43.

2. Лукьянченко Е.М. «Тенденции развития рентгеноспектрального приборостроения» Научно-практическая конференция ФАНО «Научное приборостроение - современное состояние и перспективы развития», Москва, 2016, с.63-66.

3. Анисович К.В., Лукьянченко Е.М., Васильев В.В., «Оценка размеров рентгеновского зонда при фокусировке излучения двоякоизогнутым кристаллом-монохроматором» Аппаратура и методы рентгеновского анализа, вып.30, 1983 г., с.59-67.

4. Лукьянченко Е.М., Егоров В.К., Руденко В.Н., Егоров Е.В. «РФА в геометрии полного внешнего отражения рентгеновского излучения в схеме с волноводом - резонатором (РФА ПВОВР), как новый метод исследования». III Всероссийская конференция по атомной спектроскопии, 2019 г, г. Краснодар, с.78

ОТЕЧЕСТВЕННЫЕ ИЗЛУЧАТЕЛИ СЕМЕЙСТВА ИРД И ИРМ. ПРОИЗВОДСТВО И ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ

Горлов А.П. (АО «С.Е.Д.-СПб»)

1. Рентгеновские излучатели российского производства становятся все более востребованными для изготовления и ремонта медицинской рентгеновской техники. За 2024г излучатель ИРД-67 был установлен на действующие аппараты в ряд лечебно-диагностических учреждений, где подтвердил свою техническую совместимость с различными рентгеновскими питающими устройствами.

2. В результате испытаний и опытной эксплуатации, определены направления развития диагностических излучателей серии ИРД. Помимо улучшения характеристик и увеличения объемов производства ИРД-67, разработана новая модель – ИРД-84.

Проектные параметры излучателя:

- Номинальное напряжение – 150 кВ.
- Величина фокусных пятен – 0,6/1,2 мм.
- Номинальная мощность на большом фокусе – 80 кВт (10000 об/мин).
- Номинальная мощность на малом фокусе – 30 кВт (10000 об/мин).

3. Паспортные параметры излучателя ИРД-67 не претерпели изменений, но проведена работа для улучшения стабильности параметров, снижения производственного и непроизводственного брака и увеличения производственных мощностей АО «С.Е.Д.-СПб»:

- Изменена конструкция ротора с целью улучшения разгона и снижения потерь в подшипнике.
- Усовершенствована методика тренировки трубки, как до установки в кожух, так и в составе рентгеновского излучателя.
- Разработана оснастка для получения отливок кожуха и его освинцовки.

4. Линейка маммографических излучателей ИРМ-69 пополнилась 3 дополнительными исполнениями и в настоящий момент состоит из следующих излучателей:

- Излучатель ИРМ-69 с трубкой 4-16БД69-49 и радиальным подключением
- Излучатель ИРМ-69 с трубкой 4-16БД69-49 и торцевым подключением
- Излучатель ИРМ-69 с трубкой 2,4-10БД70-40 и радиальным подключением
- Излучатель ИРМ-69 с трубкой 2,4-10БД70-40 и торцевым подключением

Указанные исполнения появились с учетом особенности их применения в существующих и разрабатываемых маммографах отечественного производства, а также в результате стыковочных испытаниях в аппаратуре потребителей. Конструктивное отличие применяемых трубок – в материале мишени: 4-16БД69-49 – вольфрам-рений-молибден, 2,4-10БД70-40 – молибден. Соответственно, излучатели с применением этих трубок имеют различные технические характеристики:

Таблица 1.

Параметр	Излучатель ИРМ-69 с трубкой 4-16БД69-49	Излучатель ИРМ-69 с трубкой 2,4-10БД70-40
Номинальное напряжение, кВ	49	40
Ток трубки при номинальном напряжении на большом фокусе, мА	56	50
Ток трубки при номинальном напряжении на малом фокусе, мА	224	200

С октября 2024г. АО «С.Е.Д.-СПб» приступило к серийному выпуску излучателей ИРМ-69.

АО «С.Е.Д.-СПб» постоянно следит за растущими потребностями рынка, расширяя свои компетенции в этой области, ввиду чего в линейке рентгеновских излучателей семейства ИРД и ИРМ появляется новая продукция.

УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ РАДИАЦИОННЫХ ПАРАМЕТРОВ И ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК «ФОТОН-1»

Делюхин А.С., Муслимов Д.А. (ООО «Фотон»)

Контроль радиационных параметров и электрических характеристик медицинских рентгеновских источников выполняется бесконтактным способом по физически наблюдаемым эффектам в поле излучения. Для получения первичных данных обычно используют стационарные или механически сменяемые фильтры, модулирующие поле излучения по интенсивности и эффективной энергии. Радиационные параметры рассчитываются по предварительно сформированным калибровочным зависимостям или определяются в ходе прямого перебора ослабляющих фильтров.

В результате измерений регистрируются кривые, характеризующие изменения анодного напряжения и мощности дозы от времени, и отображаются значение первого слоя половинного ослабления (СПО1) и величина полной фильтрации (ПФ).

Исходя из определения, ПФ включает собственную фильтрацию и дополнительную фильтрацию [1, 2]. При этом собственная фильтрация складывается из фильтрации в материале анода рентгеновской трубки, фильтрации выходных окон трубки и излучателя и фильтрации масла, заполняющего излучатель.

Согласно [3] ПФ оценивают по диаграммам качества. Диаграммы качества формируются опытным путем и представляют собой таблицы значений СПО1, измеренных в диапазоне анодных напряжений при известной величине ПФ.

Однако диаграммы качества не являются универсальными, поскольку фильтрация в аноде определяется его формой и износом поверхности. Так, в указаниях по применению универсального дозиметра *Piranha* [4] приведены сведения о величинах СПО1, измеренных при фиксированных полной фильтрации и анодном напряжении, для анодов с углами наклона в пределах от 8 до 18 градусов. В отмеченном диапазоне вариация СПО1 составляет 16%, что дает разброс полной фильтрации – 30 %.

Оценку СПО1 и ПФ можно осуществить, зная спектр пучка. Однако прямые способы определения спектральных распределений в полях излучения генерирующих рентгеновских источников при рутинных измерениях не применяются. Альтернативное решение может быть основано на построении математической модели системы возбуждения и регистрации рентгеновского излучения [5]. Формируя расчетный спектр, можно подобрать параметры модели, при которых в поле излучения воспроизводятся физические эффекты, обуславливающие такое же, как и в эксперименте, распределение сигналов.

ООО «Фотон» решена задача определения условий излучения по экспериментально регистрируемым градиентным распределениям [6], приближаемым в вычислительном эксперименте модельным спектром. На основе предложенного решения создан опытный образец устройства контроля радиационных параметров и электрических характеристик генерирующих источников излучения Фотон-1 (рис. 1).



Рис. 1. Устройство контроля Фотон-1 (измерительный модуль).

Измерительный модуль устройства контроля Фотон-1 оснащен мишенью для позиционирования в пучке излучения. За поверхностью мишени размещается модулирующая решетка-фильтр, обеспечивающая формирование градиентного поля, воздействующего на *BGO* сцинтилляторы многоканального блока детекторов.

Первичная обработка данных и взаимодействие с управляющей программой реализуется с помощью микроконтроллера. Состав устройства контроля и взаимосвязь основных модулей иллюстрируются рисунком 2.

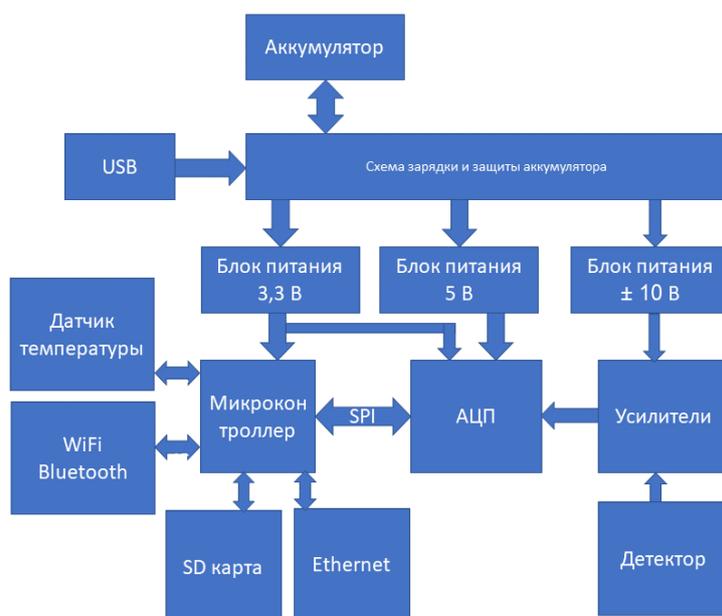


Рис. 2. Структурная схема устройства контроля Фотон-1.

Все манипуляции, связанные с измерением и определением условий излучения, визуализацией и сохранением результатов, калибровкой и настройкой устройства контроля Фотон-1 выполняются с помощью программного обеспечения (ПО) «Космос» [7], устанавливаемого на удаленном персональном компьютере.

ПО «Космос» предусматривает три режима запуска: основной, промышленный и тестовый. При запуске в основном режиме на рабочем поле программы после экспозиции и выполнения расчета спектра отображаются зависимости от времени анодного напряжения и мощности дозы, воспроизводится восстановленный спектр излучения, и выводятся значения радиационных параметров (рис. 3).

Устройство контроля Фотон-1 обеспечивает измерение анодного напряжения, времени экспозиции, мощности дозы, дозы и определение СПО1, второго слоя половинного ослабления (СПО2), полной фильтрации в алюминиевом эквиваленте, эффективной энергии и коэффициента однородности излучения.

Диапазоны измерений определяются профилями калибровки. Предельными являются диапазоны: 35 – 160 кВ для анодного напряжения; 1 – 14 мм алюминия для СПО1; 1 мс – 100 с для времени экспозиции. Погрешность измерения анодного напряжения не превышает 3%. Погрешность определения СПО1 – 10%. Однако она зависит от идентичности каналов регистрации и для блоков детекторов с существенным разбросом параметров может иметь большие значения.

Для достижения минимальных погрешностей измерения должны соблюдаться требования к размещению устройства контроля Фотон-1 в пучке излучения. Преимущественная ориентация устройства контроля в плоскости измерений – перпендикулярно оси рентгеновской трубки, так, чтобы ось трубки была параллельна меньшей из сторон мишени для прицеливания. Рекомендуемое расстояние от фокуса рентгеновской трубки до плоскости мишени – 80 см. Расстояние может быть уменьшено или увеличено в случае низкого или высокого уровней сигналов, но не должно быть меньше расстояния, равного пяти диагоналям мишени для прицеливания. Допустимое отклонение перпендикуляра к плоскости мишени от линии фокус трубки – центр мишени не более 2°.

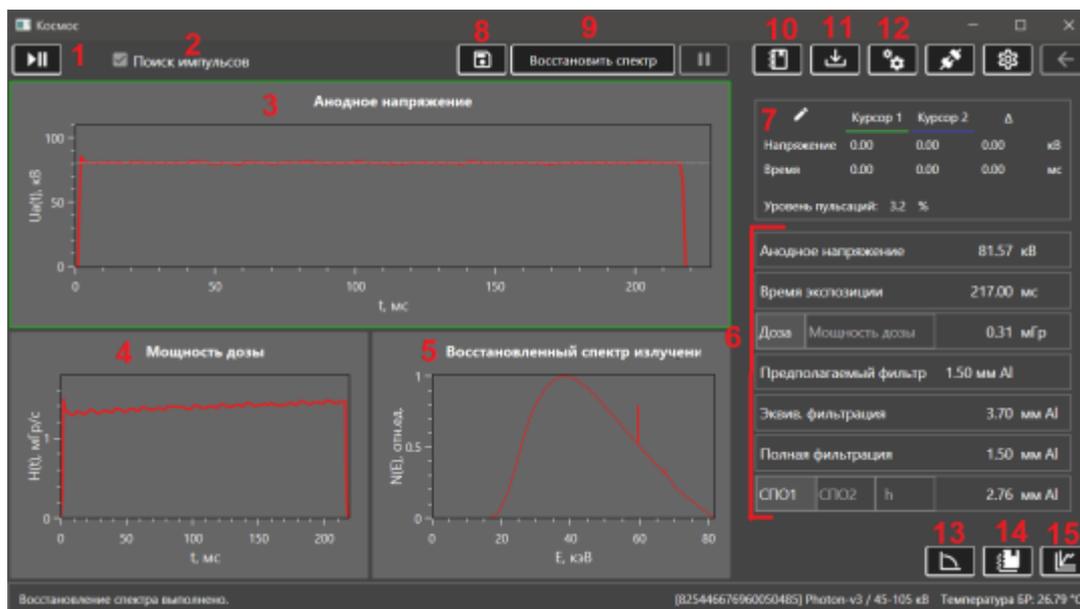


Рис. 3. Основное рабочее поле ПО «Космос»:

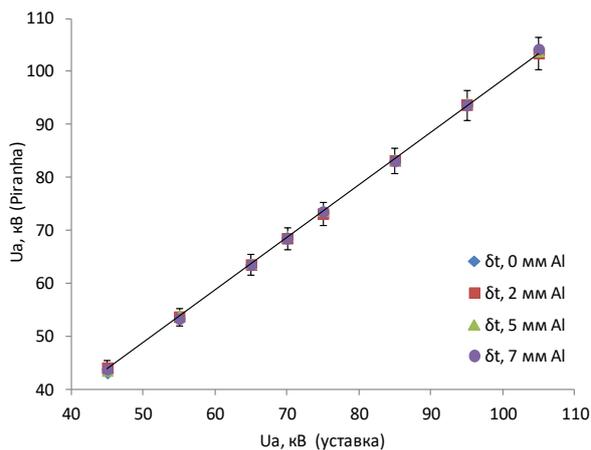
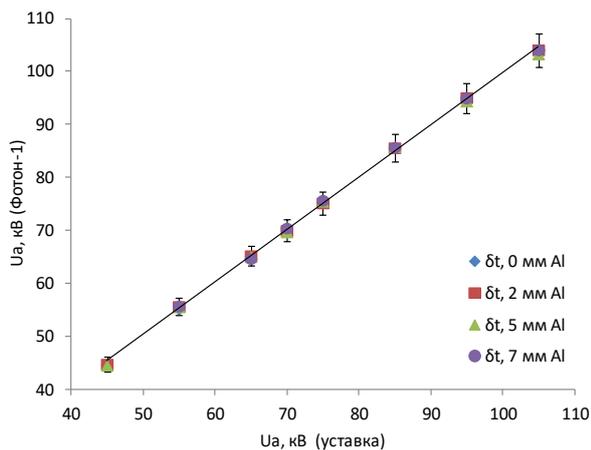
- 1 – запуск/останов режима захвата; 2 – выбор режима захвата; 3 – поле вывода кривой анодного напряжения; 4 – поле вывода кривой мощности дозы; 5 – поле вывода восстановленного спектра излучения; 6 – параметры захваченного рентгеновского импульса; 7 – инструменты управления курсорами на графике анодного напряжения; 8 – выгрузка данных на внешний носитель; 9 – запуск процесса восстановления спектра; 10 – переход на вкладку «протокол испытаний»; 11 – загрузка данных из файловой системы; 12 – переход на вкладку «калибровка по напряжению»; 13 – переход на вкладку «журнал»; 14 – переход на страницу отображения данных в реальном времени.

В устройстве контроля Фотон-1 применена прямая калибровка по анодному напряжению, учитывающая дополнительную фильтрацию в алюминиевом эквиваленте, а также реализован алгоритм автоматического учета фильтрации, позволяющий уменьшить погрешность в определении анодного напряжения до 1,5 %. Фактическая калибровка по напряжению была выполнена в диапазоне 45 – 105 кВ за алюминиевыми фильтрами толщиной до 20 мм. Калибровка по дозе не осуществлялась.

Результаты измерений анодного напряжения, опытного образца устройства контроля Фотон-1 (заводской номер 2) в сравнении с результатами измерений универсального дозиметра *Piranha*, полученными при идентичных условиях излучения, приведены на рисунке 4.

Можно отметить линейность характеристик и сопоставимый разброс данных для каждого из приборов.

Расчет величины СПО1 и эквивалентной фильтрации выполняется путем приближения отклика математической модели системы регистрации к экспериментальным данным, регистрируемым устройством контроля Фотон-1. Характер изменения величины СПО1 и эквивалентной фильтрации в диапазоне анодных напряжений отражает рисунок 5.



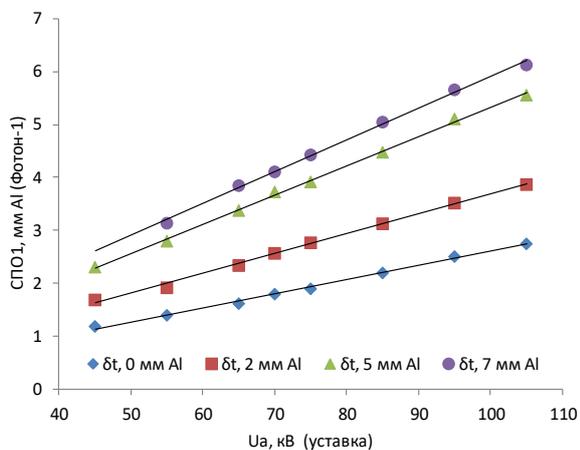
a

б

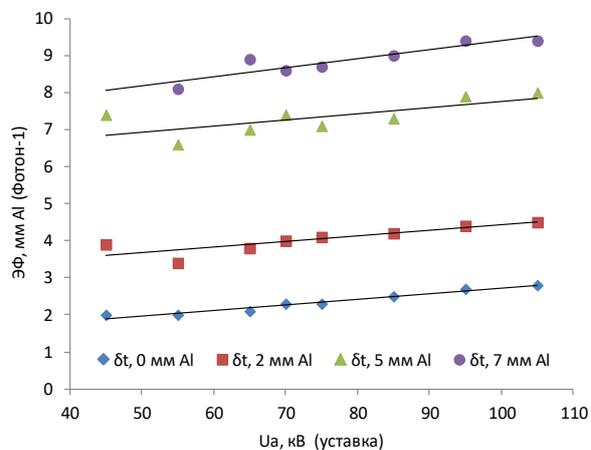
U_a – анодное напряжение, кВ;

δt – толщина дополнительного алюминиевого фильтра, мм Al.

Рис. 4. Отклик устройства контроля Фотон-1 (а) и универсального дозиметра Piranha (б) на тестовые воздействия в диапазоне анодных напряжений.



a

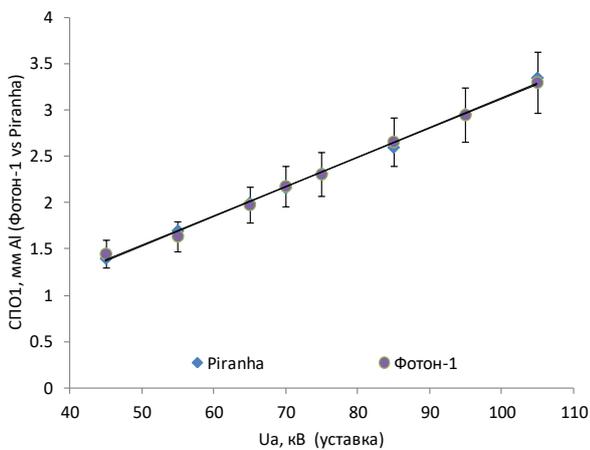


б

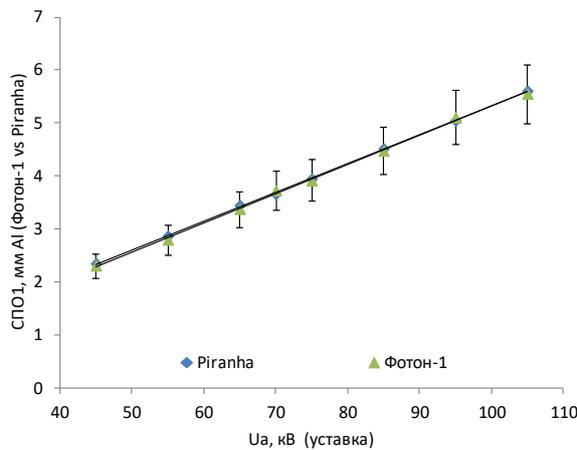
ЭФ – эквивалентная фильтрация, мм Al;

δt – толщина дополнительного алюминиевого фильтра, мм Al.

Рис. 5. Результаты оценки по экспериментальным данным значений СПО1 (а) и величины эквивалентной фильтрации (б).



a



б

Рис. 6. Результаты измерений величины СПО1, выполненных устройством контроля Фотон-1 и универсальным дозиметром Piranha в диапазоне анодных напряжений за дополнительными алюминиевыми фильтрами толщиной 1 мм (а) и 7 мм (б).

Сопоставление измеренных значений СПО1 для приборов Фотон-1 и *Piranha* демонстрирует хорошее согласие результатов, полученных путем приближения параметров математической модели системы и прямым методом оценки (рис. 6).

В диапазоне толщин дополнительных алюминиевых фильтров от 0 до 20 мм величина ПФ определяется с разбросом значений, не превышающим 20%. Результаты оценки ПФ для дополнительных алюминиевых фильтров толщиной 2 мм и 5 мм иллюстрируется рисунком 7, где экспериментальные данные представлены с 10 % планкой погрешностей.

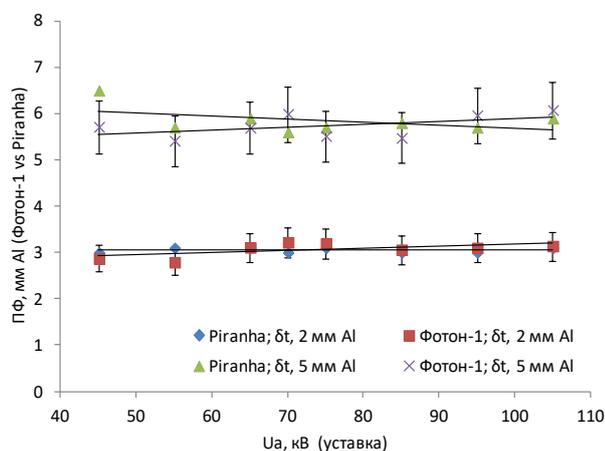


Рис. 7. Результаты измерений величины СПО1, выполненных устройством контроля Фотон-1 и универсальным дозиметром *Piranha* в диапазоне анодных напряжений.

Общим в результатах оценки ПФ для приборов Фотон-1 и *Piranha* является уменьшение вклада собственной фильтрации в величину ПФ по мере увеличения толщины дополнительного фильтра.

Представленные в работе результаты показывают, что устройство контроля Фотон-1 может найти применение при приемо-сдаточных испытаниях, техническом обслуживании и ремонте медицинских рентгеновских аппаратов для общей диагностики.

Работа выполнена при финансовой поддержке Фонда содействия инновациям.

Литература.

1. IEC 60522-1:2020 - Medical electrical equipment - Diagnostics X-rays - Part 1: Determination of quality equivalent filtration and permanent filtration.
2. IEC 60601-1-3:2008 - Medical electrical equipment - Part 1-3: General requirements for basic safety and essential performance - Collateral Standard: Radiation protection in diagnostic X-ray equipment.
3. ISO 4037-1:2019 - Radiological protection – X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy — Part 1: Radiation characteristics and production methods Released: 1/18/2019
4. Application notes: Piranha HVL and TF AN011. Conversion tables between HVL and Total Filtration. <https://rtigroup.com/resource-center/rti-documentation>.
5. Meghzifene K., Aiginger H., Nowotny R. A fit method for the determination of inherent filtration with diagnostic x-ray units //Physics in Medicine & Biology. 2006. Т. 51. №. 10. С. 2585. DOI 10.1088/0031-9155/51/10/015.

6. Лелюхин А.С. Методы и средства восстановления спектров излучения по пространственным распределениям // АНРИ. – 2024. – №1 (116). – С. 31 – 49. – DOI: 10.37414/2075-1338-2024-116-1-31-49.

7. Лелюхин А.С., Муслимов Д.А., Шестаков В.А. Программа управления устройством контроля радиационных параметров и электрических характеристик генерирующих источников излучения «Космос». Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021681663 от 24.12.2021. Федеральная служба по интеллектуальной собственности. Россия.

ПОДХОД К ПРОВЕДЕНИЮ РАДИАЦИОННОГО КОНТРОЛЯ ПЕРЕНОСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ В НЕСТАЦИОНАРНЫХ УСЛОВИЯХ

Шацкий И.Г., Водоватов А.В. (ФГБУ СПбНИИРГ)

В последние годы всё более популярным становится использование переносных (мобильных) рентгеновских аппаратов за пределами медицинских организаций. Переносные рентгеновские аппараты не конкурируют со стационарными, а дополняют их использование по ряду направлений.

В работе рассмотрены основные варианты использования переносных рентгеновских аппаратов в нестационарных условиях:

– Жилые и общественные здания. Один вариант направления первичного пучка рентгеновского излучения: горизонтально вбок.

– Улица. Один вариант направления первичного пучка рентгеновского излучения: горизонтально вбок.

– Автомобиль скорой медицинской помощи. Два варианта направления первичного пучка рентгеновского излучения: вертикально вниз и горизонтально вбок.

Исследования проводились с использованием системы портативной REMEX-КА6 для выполнения рентгеновских исследований с принадлежностями.

За основу была взята действующая методика проведения измерений из СанПиН 2.6.1.1192-03 и МУК 2.6.1.3829-22, в которые были внесены модификации, позволяющие учесть специфику использования переносных рентгеновских аппаратов в нестационарных условиях, проведения радиационного контроля данных аппаратов и интерпретации его результатов.

Так, измерение мощности амбиентной дозы кратковременно действующего рентгеновского излучения проводили на следующих параметрах работы рентгеновского аппарата: анодное напряжение 70 кВ (максимальное); экспозиция 3,9 мАс; время экспозиции 0,65 с; ток 6 мА. Точки проведения измерений на рабочих местах персонала и за стационарной защитой (если наличие таковой предполагалось вариантом использования переносного рентгеновского аппарата в нестационарных условиях) определялись согласно действующей методике. Дополнительно проводили измерения:

- в случае варианта жилых и общественных зданий – в точках на границе сферы радиусом 1 м от фокуса рентгеновской трубки вертикально над и под аппаратом и горизонтально в азимутальных углах 0°, 90°, 180° и 270°.
- в случае варианта улицы – в точках на границе сфер радиусом 1 м и 2,5 м от фокуса рентгеновской трубки горизонтально в азимутальных углах 0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270° и 315°.
- в случае варианта автомобиля скорой медицинской помощи – в точках на границе сферы радиусом 1 м от фокуса рентгеновской трубки вертикально над и под аппаратом и горизонтально в азимутальных углах 0°, 90°, 180° и 270°, а также в точках вдоль наружной стены машины на расстоянии 2,5 м от стен на высоте 100 +/- 20 см по всей длине стены с шагом 1-2 м.

В соответствии с СанПиН 2.6.1.1192-03 и МУК 2.6.1.3829-22 при проведении радиационного контроля на рабочих местах персонала в помещениях и на территории, смежной с помещением, в котором эксплуатируется рентгеновский аппарат, измеренные значения мощностей доз приводится к значениям стандартной рабочей нагрузки аппарата данного типа, приведенным в таблице 4.1 СанПиН 2.6.1.1192-03. Эти значения получены для экспертно определенного количества исследований в неделю, проводимых в данном помещении с использованием аппарата данного типа. Данный подход может быть использован только для обеспечения радиационной безопасности персонала, проводящего рентгенодиагностические исследования.

Таблица 1. Подходы к оценке рабочих нагрузок для переносного рентгеновского аппарата.

Источник	Вид исследования	Режимы снимков		рабочая нагрузка мА×мин/ нед	Число снимков за месяц	Число снимков в день при пятидневной рабочей неделе
		Напряжение, кВ	Экспозиция, мАмин			
Исследование	Легкие-взрослые	70	0,065	16,25	1000	50
	Позвоночник-взрослые	70	0,2	50	1000	50
СанПиН 2.6.1.1192-03	Рентгенофлюорографический малодозовый аппарат с УРИ, ПЗМ-матрицей и цифровой обработкой изображения	100	-	50	1000	50**
СанПиН 2.6.1.1192-03	Палатный рентгеновский аппарат	90	-	200	4000	200**
СанПиН 2.6.1.1192-03	Дентальный аппарат и пантомограф, работающие с высокочувствительным пленочным и/или цифровым приемником изображения	70	-	40	800	40**

* данные в нормативно-методических документах не представлены

** для рентгеновской съемки позвоночника как самого высокодозового режима переносного рентгеновского аппарата

Он не применим к оценке доз населения при однократных рентгенодиагностических исследованиях, проводимых специалистами скорой медицинской помощи с использованием переносного рентгеновского аппарата. В этом случае допустимые значения мощности дозы в местах нахождения людей должны определяться с учетом количества проводимых в данном помещении снимков и параметров их проведения (анодное напряжение, анодный ток, длительность экспозиции).

Для определения рабочей нагрузки переносного рентгеновского аппарата в варианте нестационарного использования службой скорой медицинской помощи возможно провести расчёты исходя из параметров проведения рентгеновских исследований и общего количества рентгеновских снимков, выполняемых за отдельный временной период. Результаты расчётов представлены в таблице 1.

Определение максимального времени работы переносного рентгеновского аппарата за год для каждого из варианта использования с использованием выражения 1:

$$T = t \times n, \text{ с.} \quad (1)$$

где T – максимальное время работы рентгеновского аппарата за год, с; t – максимальное время экспозиции за один рентгеновский снимок, с; n – максимальное число рентгеновских снимков за год, шт.

Допустимое значение мощности дозы при работе аппарата для персонала группы А, выполняющего рентгеновскую съемку, определяют с использованием выражения 2:

$$\text{ДМДп} = \frac{\text{ПД} \times 1000}{T} \times 3600, \text{ мкЗв/ч} \quad (2)$$

где ДМДп – допустимая мощность дозы при работе аппарата для персонала группы А, выполняющего рентгеновскую съемку, при использовании переносного рентгеновского аппарата в нестационарных условиях, мкЗв/ч; ПД – годовой предел дозы для персонала группы А, выполняющего рентгеновскую съемку (20 мЗв); T – максимальное время работы рентгеновского аппарата за год, с.

Допустимое значение мощности дозы при работе аппарата для лиц из населения, определяют с использованием выражения 3:

$$\text{ДМДн} = \frac{\text{ПМД}}{T} \times 3600, \text{ мкЗв/ч} \quad (3)$$

где ДМДн – допустимая мощность дозы при работе аппарата для населения, попадающего в сферу радиационного воздействия переносного рентгеновского аппарата, при работе в нестационарных условиях, мкЗв/ч; ПМД – годовая эффективная доза, соответствующая пренебрежимо малому радиационному риску (10 мкЗв); T – максимальное время работы рентгеновского аппарата в данном месте, с.

Результаты расчета ДМД для различных категорий лиц представлены в таблице 2.

Представленные в таблице 2 исходные данные для расчета ДМД для лиц из категории населения, подвергающихся многократному воздействию (контакту) с источников в течение года, являются консервативными и гарантированно обеспечивают максимальный уровень радиационной безопасности.

Годовые дозы лиц из населения при непревышении представленных в таблице 2 значений ДМДн не превысят 10 мкЗв, что соответствует уровню пренебрежимо малого радиационного риска и на два порядка меньше предела дозы техногенного облучения населения.

Таблица 2. Исходные данные и итоговые значения ДМД, мкЗв/ч, для различных категорий лиц для различных вариантов использования переносного рентгеновского аппарата.

Категория лиц	Персонал бригад СМП	Персонал мобильных медицинских бригад	Население - однократный контакт	Население - многократный контакт
Дозовый критерий (доза за год), мкЗв	20 000	20 000	10	10
Максимальная экспозиция за 1 снимок, с	2	0,65	2	2
Продолжительность рабочего времени за неделю, ч	36	30	-	-
Количество недель в году	50	50	50	50
Число смен за неделю	3	5	-	-
Число смен за год	150	-	-	-
Число выездов за смену	20	-	-	-
Число снимков за выезд	2	50	2	2
Число снимков за год	6 000	12 500	2	100
Максимальное время работы аппарата за год (Т), с	12 000	8 125	4	200
Допустимое значение мощности дозы, мкЗв/ч	6 000	8 862	9 000	180
Допустимое значение мощности дозы, мЗв/ч	6,0	8,9	9,0	0,2

Представленные в таблице 2 значения ДМД были использованы для интерпретации результатов измерения мощности амбиентной дозы рентгеновского излучения при работе аппарата.

Литература.

1. Omori, K., Yanagawa, Y., Muramatsu, K.-i., Nagasawa, H., Takeuchi, I., Madokoro, S., Jitsuiki, K., Yatsu, S., Ohsaka, H. and Ishikawa, K. (2019), Experience using a portable X-ray system at the scene transported by a physician-staffed helicopter. *Acute Med Surg*, 6: 396-399. <https://doi.org/10.1002/ams2.431>
2. D. Henderson, S. Mark, D. Rawlings, K. Robson. Portable X-rays—A new era? *IPEM-Translation, Volumes 3–4*, 2022, 100005, <https://doi.org/10.1016/j.ipemt.2022.100005>.
3. Toppenberg M, Christiansen T, Rasmussen F, Nielsen C, Damsgaard EM. Mobile X-ray Outside the Hospital vs. X-ray at the Hospital Challenges Exposed in an Explorative RCT

Study. Healthcare (Basel). 2020 Apr 30;8(2):118. doi: 10.3390/healthcare8020118. PMID: 32365932; PMCID: PMC7349166.

4. Jensen JM, Andersen PAB, Kirkegaard L, Larsen N, Most W, Nielsen D, Precht H. Exploring the patient perspectives of mobile X-ray in nursing homes - A qualitative explorative pilot study. Radiography (Lond). 2021 May;27(2):279-283. doi: 10.1016/j.radi.2020.08.009. Epub 2020 Sep 9. PMID: 32919898.

5. Lepri G, Oddi F, Gulino RA, Giansanti D. Reimagining Radiology: A Comprehensive Overview of Reviews at the Intersection of Mobile and Domiciliary Radiology over the Last Five Years. Bioengineering (Basel). 2024 Feb 24;11(3):216. doi: 10.3390/bioengineering11030216. PMID: 38534491; PMCID: PMC10967858.

РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОЙ МОДЕЛИ ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

Сайгушева А.В., Тимофеев А.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

В настоящее время для различных задач в области промышленного контроля объектов применяются микрофокусные рентгеновские компьютерные томографы [1]. В связи с этим, для управления соответствующими приборами и последующей обработки результатов исследования используют специализированное программное обеспечение, для разработки которого необходим постоянный доступ к устройству. Ввиду крупных габаритов установки и спроса заказчиков, взаимодействовать напрямую с установкой не всегда представляется возможным. Таким образом, возникает потребность в разработке виртуальных узлов устройства, которые позволят заменить реальные элементы системы на их виртуальные аналоги.

Данная статья посвящена разработке виртуальной модели установки ПРДУ (передвижная рентгенодиагностическая установка) с функцией томографии (микрофокусные рентгеновские компьютерные томографы, МРКТ), производимой на базе малых предприятий Технопарка Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина) ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» и ООО «Микротомография». На рисунке 1 представлен внешний вид моделируемого устройства [2].

К основным узлам томографических систем семейства МРКТ относятся: система перемещений для позиционирования объекта контроля и обеспечения его вращения; источник рентгеновского излучения; детектор рентгеновского излучения, а также плата управления блоком реле для регулировки различных периферийных и вспомогательных элементов. Каждый отдельный узел представляет из себя отдельное устройство, которое необходимо связать с разрабатываемым программным обеспечением. В связи с этим, виртуальную модель можно рассматривать как четыре независимых друг от друга узла.



Рис. 1. Микрофокусный рентгеновский компьютерный томограф семейства МРКТ.

Узел системы перемещений. Система перемещений каждой рентгеновской установки должна осуществлять позиционирование объекта между источником рентгеновского излучения и детектором, регулировать его положение по вертикали, а также осуществлять вращение вокруг вертикальной оси. Виртуальная модель узла системы перемещений моделирует непрерывное перемещение, перемещение на заданное расстояние, перемещение в заданную координату, а также остановку движения.

Узел источника рентгеновского излучения. Генерация рентгеновского излучения в томографах семейства МРКТ осуществляется с использованием рентгеновского аппарата РАП-150. Виртуальная модель узла источника рентгеновского излучения моделирует процесс включения и выключения, а также ошибки, возникающие в результате эксплуатации настоящего устройства. Кроме того, модель позволяет получать технические характеристики настоящего устройства и его состояние в текущий момент.

Узел детектора рентгеновского излучения. В томографах семейства МРКТ используется плоскопанельный полупроводниковый детектор на основе тонкопленочных транзисторов Марк 4343Т, производимый ООО «ПРОДИС.НДТ» [3]. Виртуальная модель позволяет получить сведения о настоящем устройстве, моделировать процесс захвата изображения, процесс остановки набора кадров и возможность установки времени экспозиции. Так как детектор может работать как в режиме одиночного кадра, так и в режиме непрерывной съемки, то реализована функция, отправляющая изображения из виртуального узла. Узел управления реле настоящей микрофокусной рентгеновской компьютерной установки состоит из трёх основных элементов: блок управления освещенностью внутренней камеры системы, блок управления лазерным уровнем, блок управления электромагнитами на осях системы перемещения детектора. Виртуальная модель моделирует процесс включения и выключения искусственного освещения внутри томографа, процесс включения и выключения лазерного уровня, процесс включения и выключения электромагнитов на осях системы перемещения детектора.

Для реализации описанных узлов виртуальной томографической системы было решено представить каждый из них в виде «клиент-серверной» архитектуры, которая состоит из двух основных компонентов – клиента и сервера (рис. 2). Серверный компонент должен возвращать ответ на отправленный клиентом запрос. Таким образом, сервер в такой структуре выступает в роли одного из узлов томографической установки, а клиент – это

приложение, которое позволяет взаимодействовать с моделируемым узлом устройства, отправляя соответствующие запросы на серверный компонент системы. Так как реальные управляемые устройства, встроенные в томографические установки семейства МРКТ, используют TCP/IP протокол связи, то обмен данными в виртуальной модели должен осуществляться с использованием соответствующего протокола связи [4].

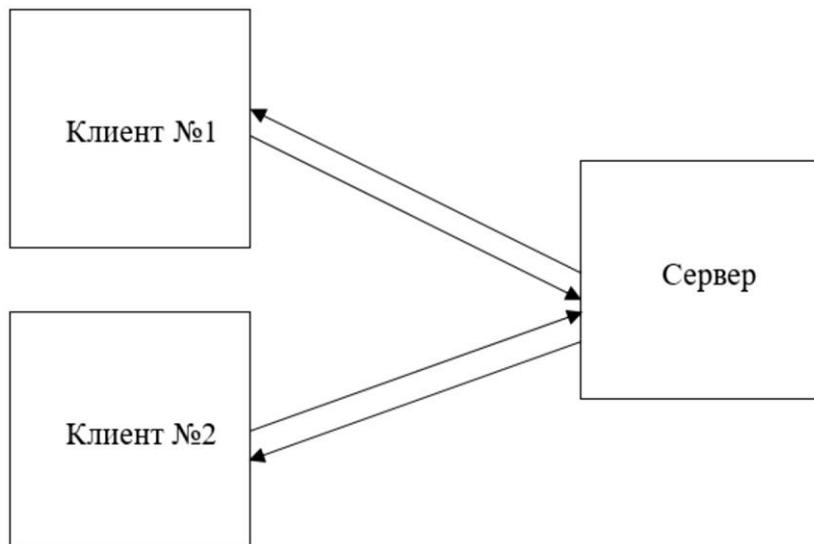


Рис. 2. Клиент-серверная архитектура.

Разработка узлов виртуальной модели томографической системы осуществлялась средствами языка программирования C++ и библиотеки Qt [5]. Клиент-серверная архитектура реализуется при помощи модуля QtNetwork. Обмен информацией происходит по сокетам, устройствам пересылки данных, что позволяет пересылать информацию между разными устройствами, находящимися в одной сети. В сокеты записываются структуры, которые соответствуют различным функциям рассматриваемого узла, формируя пакет данных (рис. 3).

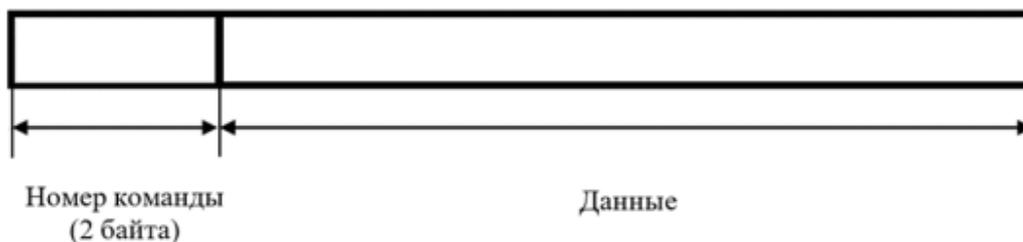


Рис. 3. Структура пакета данных.

В каждой структуре, используемой для работы томографической системы, первое поле содержит информацию о номере посылаемой на сервер команды в виде шестнадцатеричного числа, что позволяет идентифицировать на сервере запрашиваемую операцию.

На рисунке 4 представлена UML диаграмма взаимодействия между приложением клиентом и узлом системы перемещений. На рисунке 4 в виде UML диаграммы приведен пример взаимодействия пользователя с одним из узлов разработанной виртуальной томографической системы.

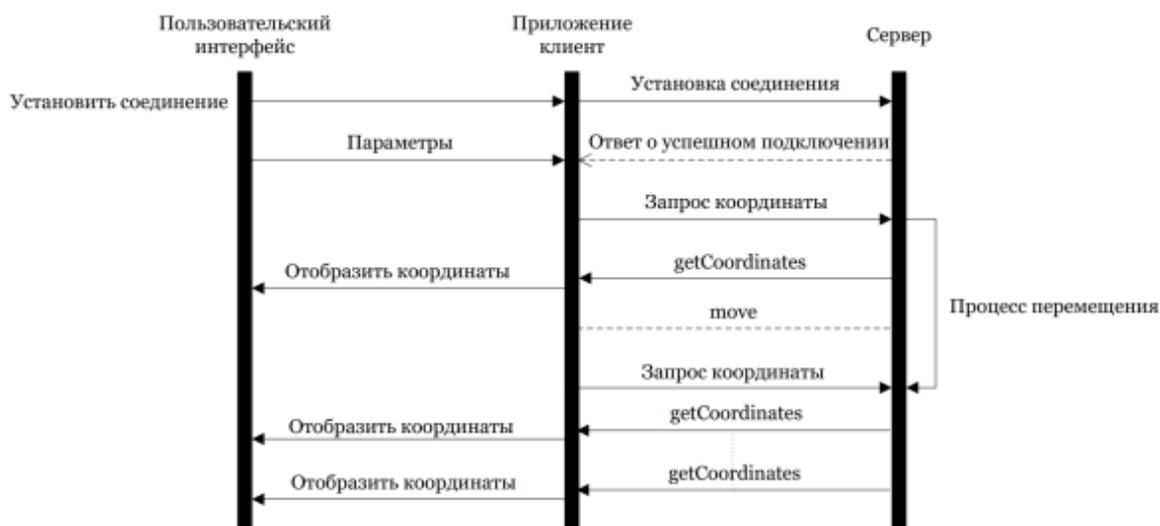


Рис. 4. UML диаграмма работы узла виртуальной модели системы перемещений.

Таким образом, полученный набор программных двойников реальных узлов томографической системы позволяет упростить процесс отладки взаимодействия с реальной системой при работе программно-аппаратного комплекса для проведения томографического контроля. Следует отметить, что на данном этапе разработки были реализованы двойники реальных узлов с точки зрения программного управления ими. В дальнейшем запланирована доработка физической составляющей работы каждого из узлов.

Литература.

1. В.Б. Бессонов. Программно-аппаратные комплексы для микрофокусной рентгеновской компьютерной томографии: дисс. док. тех. наук. – СПбГЭТУ «ЛЭТИ», СПб, 2022. 289 с.
2. Сайт компании «ЭЛТЕХ-Мед» – URL: <https://eltech-med.com> (дата обращения: 18.05.2024).
3. Г.И. Айзенштат, Д.Г. Прокопьев. Пиксельный детектор на основе арсенида галлия для маммографии // Известия высших учебных заведений. Физика. 2012. Т. 55, №8/2. С. 107-113.
4. Д. Крамер. Сети TCP/IP, том 1. Принципы, протоколы и структура. М.: «Вильямс», 2003. 880 с.
5. М. Шлее. Qt 5.3. Профессиональное программирование на C++. СПб: БХВ-Петербург, 2015. 928 с.

КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА ТОПЛИВНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ДЛЯ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ УСТАНОВОК НА ОСНОВЕ РЕЗУЛЬТАТОВ РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Бакшеев И.К. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

В процессе стремительного развития технологий рентгеновской техники, методы рентгеновского неразрушающего контроля перешли из степени качественного анализа в количественный. Это приводит к еще большему распространению метода и его

применению в условиях повышенных требований к точности получаемых результатов, например, в научных исследованиях и различных отраслях промышленности и энергетики, где в первую очередь критически важна точность проводимого анализа, удобство и скорость его применения. Современная промышленная томография удовлетворяет всем необходимым требованиям, предъявляемым сегодня к методам контроля качества изделий промышленности. На базе кафедры ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ» длительное время ведутся различные работы по изготовлению систем неразрушающего рентгеновского контроля с функцией томографии и по проектированию соответствующего программного обеспечения [1, 2]. При этом в рамках указанных работ возникает необходимость адаптации процесса проведения исследования или работы программного обеспечения под определенные типы объектов контроля и соответствующие задачи. Одной из таких задач является контроль качества изготовления топливных элементов.

Программное обеспечение для проведения контроля качества топливных элементов, созданное на кафедре ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ» позволяет визуализировать внутренний объем объекта, просмотреть его в режиме мультипланарной реконструкции (МПР) (рис. 1), применить постобработку в виде фильтров [3] и цветовых карт для улучшения качества анализа и восприятия (рис. 2), а также выполнить количественный анализ компонентов объема (корпускул) с помощью специального сервиса автоматического расчета.

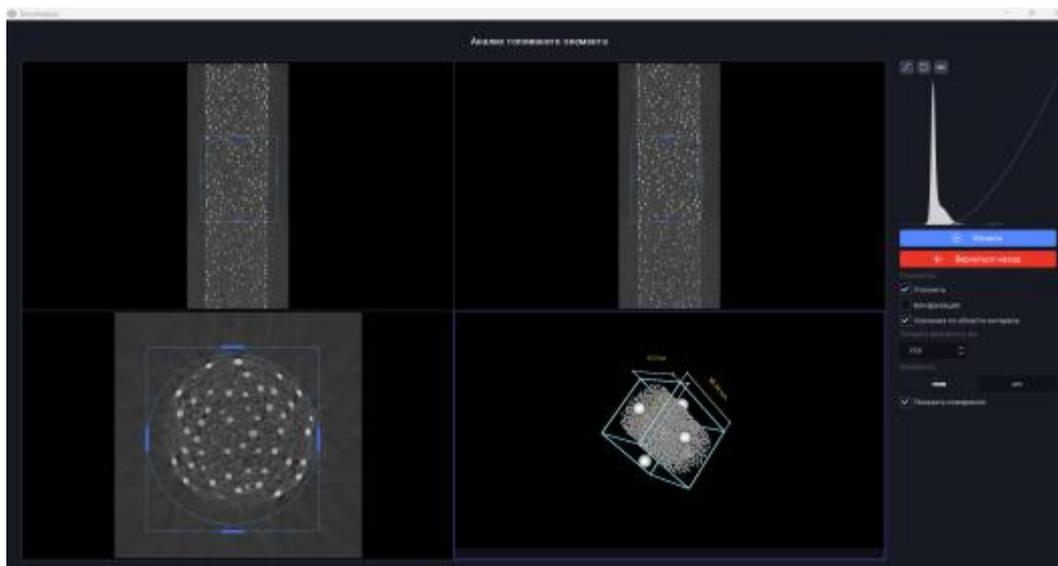


Рис. 1. Главное окно программы в режиме МПР.

Сервис работает в фоновом режиме в виде сервера. Для работы с трехмерной визуализацией применяется библиотека с открытым исходным кодом VTK [4]. В основе работы сервиса лежит применение метода связанных компонентов в трехмерном пространстве для детектирования корпускул в визуализируемом объеме, в результате анализа которых сервис формирует подробную информацию об исследуемом топливном элементе, включающую в себя:

- общий объем топливного элемента (мкм^3 или мм^3);
- общее количество целых корпускул в полном объеме и в отдельном его фрагменте;
- средний размер целых корпускул в объеме и в отдельном фрагменте (мкм^3 или мм^3);
- объем целых корпускул;
- заполненность объекта (%).

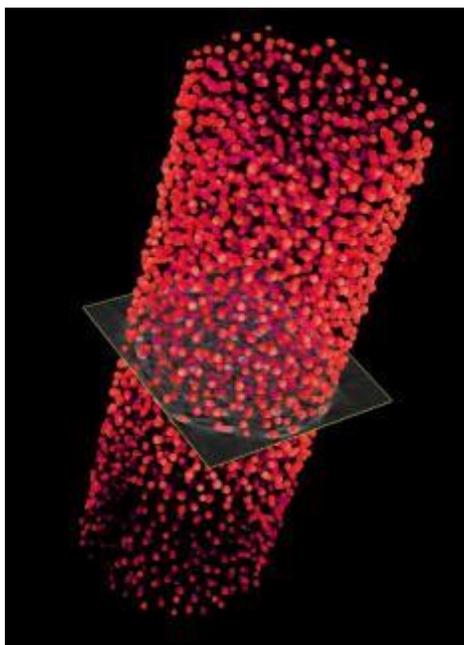


Рис. 2. Применение цветовой карты к визуализированному объему.

После завершения процесса автоматического расчета оператор получает информацию о равномерности распределения корпускул в слоях топливного элемента в виде выделения слоев объема цветом в соответствии с количеством корпускул в них. Будут выделены области с пониженным содержанием компонент относительно среднего их количества, с эквивалентным количеством и с повышенным (рис.3).

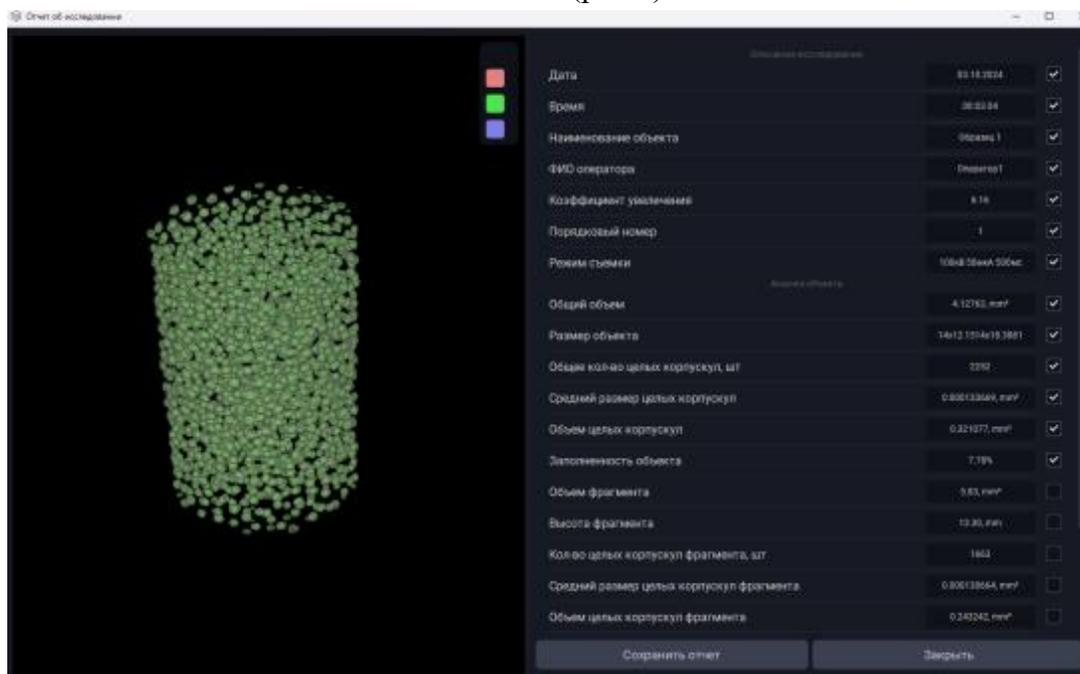


Рис. 3. Окно отчета о проведенном анализе.

Полученные в рамках анализа количественные показатели могут быть сохранены в виде отчета о проведении контроля с соответствующими псевдоцветными изображениями. Программное обеспечение позволяет проводить анализ как тестовых образцов, так и реальных топливных элементов, что было апробировано на реальных образцах топливных элементов в условиях их производства. На основе разработанного инструмента формируется методика контроля и отбраковки топливных элементов при их производстве.

Литература.

1. Obodovskiy A. V., Klonov V. V., Larionov I. A. About modernization of the x-ray system for tomographic researches // AIP Conference Proceedings. – AIP Publishing, 2019. – Т. 2089. – №1.
2. Ларионов И. А. и др. Программа управления настольным микрофокусным рентгеновским томографом "MicroCT". – 2018.
3. ColorMaps in OpenCV // OpenCV URL: https://docs.opencv.org/4.x/d3/d50/groupimgproc_colormap.html / (дата обращения 20.10.2024).
4. Schroeder, Will; Martin, Ken; Lorensen, Bill (2006), The Visualization Toolkit (4th ed.), Kitware, ISBN 978-1-930934-19-1

ИМПУЛЬСНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ И КОМПАКТНЫЕ УСКОРИТЕЛИ В МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКОМ ИСПОЛНЕНИИ

***Бочков В.Д., Бочков Д.В., П.В. Панов (ООО «Импульсные технологии»),
Д.В. Филатов (ООО «Позитивная энергия»), А.Л. Юрьев***

Показаны результаты работ по нескольким направлениям импульсных рентгеновских приборов и отпаянных ускорительных трубок на напряжения от 100 до 1500 кВ.

В рамках проведенных работ были изготовлены опытные образцы металлокерамических вакуумных отпаянных трубок для импульсной генерации электронных и рентгеновских пучков наносекундной и субнаносекундной длительности с взрывоэмиссионными катодами различной конструкции. Применение алюмооксидной керамики в качестве изоляторов позволяет использовать трубки и ускорители как в аппаратуре с жидким диэлектриком, так и в газонаполненных линиях высокого давления.

В результате работ были изготовлены и испытаны: миниатюрные рентгеновские трубки на импульсное напряжение от 100 до 500 кВ с углеграфитными и графеновыми катодами, компактные ускорительные трубки с многоострийными взрывоэмиссионными катодами на импульсные напряжения от 500 кВ до 1500 кВ, при длительности импульса до 10 нс, токе анода в импульсе до 4 кА. Испытания показали надежную работу изготовленных образцов трубок и ускорителей с гарантированной наработкой 100 000 пробоев и более.



Рис. 1. Внешний вид образца ускорительной трубки на 1000 кВ.

Литература.

1. Желтов К.А. Пикосекундные сильноточные ускорители. Москва: Энергоатомиздат, 1991.

ТОМОГРАФ НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ ДЛЯ РАЗНОМАСШТАБНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Чукалина М.В., Николаев Д.П., Арлазаров В.В., Арлазаров В.Л. (ФИЦ ИУ РАН, ООО Смарт Энджинс), Шелков Г.А. (ОИЯИ)

Применение метода рентгеновской томографии позволяет восстанавливать 3D форму томографируемого объекта, а также его локальную внутреннюю морфологическую структуру. Если регистратор дополнительно к пространственному разрешению дополнен функцией спектрального разрешения [1], то возможности томографии дополняются определением локального состава томографируемого объекта.

Области применения разномасштабного подхода не ограничиваются медициной, где разномасштабность поможет уточнить диагноз применением более высокого разрешения для уточнения границ образования после стадии его обнаружения, или поможет уменьшить повреждение здоровых тканей более точной локализацией места при использовании лучевой терапии. При дефектоскопии готовых изделий в промышленных применениях позволит уточнить тип дефекта, а при использовании регистраторов со спектральным разрешением – получить дополнительную информацию о причинах возникновения дефекта.

Для реализации технологии разномасштабной томографии необходимо провести оптимизацию как аппаратной, так и программной частей. В аппаратной части модернизация коснется держателя образца. Возникает необходимость расширения списка степеней свободы, чтобы иметь возможность сканирования произвольные области интереса (рис.1). При изменении расстояния источник-объект меняется коэффициент увеличения, и математические методы, предложенные в фотографии [2], вновь найдут свое применение.

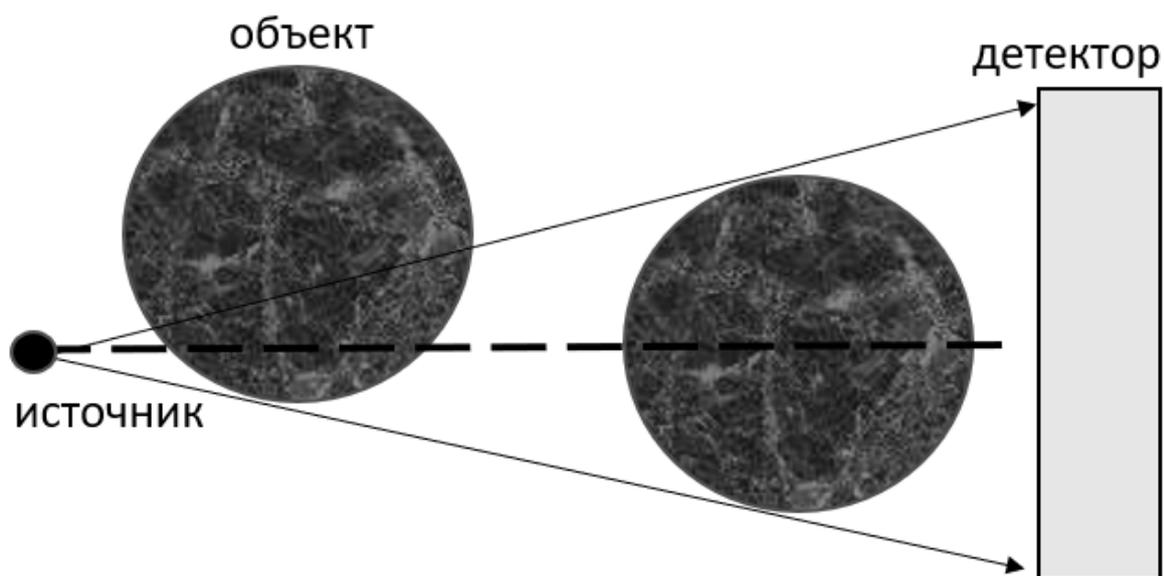


Рис. 1 Принципиальная схема разномасштабной съемки.

Задачи программной части в области управления и контроля за экспериментом теперь не ограничиваются контролем за сбором и передачей в вычислитель зарегистрированных данных. Как и в технологии мониторинговой реконструкции [3] необходима дополнительная связь между реконструктором и системой управления сбором проекций [4].

Изменение размера области интересов без изменения энергии спектра, используемого для зондирования, приведет к изменению контраста на регистрируемых проекциях. Но разработка алгоритмов реконструкции, способных работать в условиях высокого уровня шума, в данное время ведется в разных лабораториях по всему миру, включая нас [5]. Этот вызов критичным не выглядит.

Механическое перемещение образца (а не только изменение ракурса съемки) может приводить к раскалиброванности системы. Пример реконструкции, выполненной без использования функций автокалибровки, приведен на рис. 2 слева. Востребованными окажутся методы автоматической калибровки измерительной системы. На рис. 2 справа представлен результат реконструкции сечения объекта после применения функции автокалибровки в ПО STE [6].

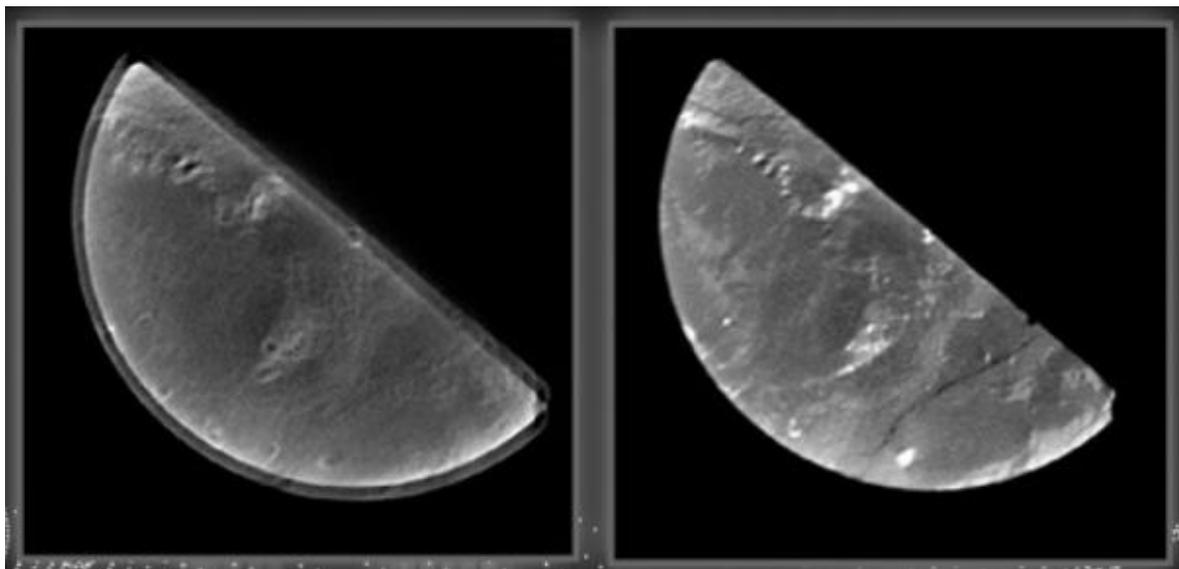


Рис. 2. Пример применения функции автокалибровки при реконструкции. Слева реконструкция выполнена без применения данной функции, справа – результат реконструкции после выполнения автокалибровки [6].

Проблема быстродействия в задаче многомасштабных измерений занимает значимое место. С увеличением количества последовательно выполняемых измерений растет количество данных. Основными операциями, используемыми в алгоритмах томографической реконструкции, являются операции прямого и обратного проецирования. Недавние успехи, достигнутые в области алгоритмического ускорения данных операций [7], позволяют говорить о возможности проводить реконструкцию в режиме близком к реальному времени.

В докладе будет представлен обзор текущего состояния дел в области рентгеновской компьютерной томографии в России и мире с целью построить заключение о готовности отрасли к созданию в России томографа нового поколения.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФ грант 23-21-00524.

Литература.

1. A. Zhemchugov, A. Svetlikov, D. Kozhevnikov, G. Shelkov, S. Urazgildeeva, and V. Gurevich, Usage of novel hybrid pixel detectors for native atherosclerotic plaque imaging by high resolution X-ray computed tomography / Atherosclerosis, 2016, vol. 252. p. e215, Sep. 2016, DOI:10.1016/j.atherosclerosis.2016.07.163.

2. V.L. Arlazarov, D.P. Nikolaev, V.V. Arlazarov, M.V. Chukalina. X-ray Tomography: the Way from Layer-by-layer Radiography to Computed Tomography / Computer Optics, 2021, vol.45, 6. p. 897-906. DOI:10.18287/2412-6179-CO-898.
3. Konstantin Bulatov, Marina Chukalina, Alexey Buzmakov, Dmitry Nikolaev, Vladimir V. Arlazarov. Monitored Reconstruction: Computed Tomography as an Anytime Algorithm / IEEE Access, 2020, 8. – p. 110759-110774. DOI:10.1109/ACCESS.2020.3002019.
4. Marat Gilmanov, Konstantin Bulatov, Oleg Bugai, Anastasia Ingacheva, Marina Chukalina, Dmitrii Nikolaev, Vladimir Arlazarov. Applicability and potential of monitored reconstruction in computed tomography. PLoS ONE. 2024, vol. 19, 7. p. 1-20. DOI:10.1371/journal.pone.0307231.
5. Andrei Yamaev, Marina Chukalina, Dmitry Nikolaev, Alexander Sheshkus, and Alexey Chulichkov. Lightweight denoising filtering neural network for FBP algorithm / Proc. SPIE 11605, Thirteenth International Conference on Machine Vision, 2021. p. 116050L. DOI: 10.1117/12.2587185.
6. <https://smartengines.ru/smart-tomo-engine/>.
7. Dmitry Polevoy, Marat Gilmanov, Danil Kazimirov, Marina Chukalina, Anastasia Ingacheva, Petr Kulagin, Dmitry Nikolaev. Tomographic Reconstruction: General Approach to Fast Back-Projection Algorithms / Mathematics, 2023, vol. 11, 23. p. 1-37. DOI: 10.3390/math11234759.

ПРИМЕНЕНИЕ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КАКАО-БОБОВ

***Белецкий С.Л., Линовская Н.В. (ВНИИКП – филиал ФГБНУ «ФНЦ пищевых систем
им. В.М. Горбатова» РАН), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

В настоящее время выпускается большое разнообразие шоколадных изделий. При их изготовлении используются какао-тертое, масло-какао, какао порошок – продукты переработки какао-бобов. Именно какао-бобы определяют качество шоколадного сырья [1].

При этом мировые цены на какао-бобы значительно выросли, в частности из-за того, что лидеры рынка Кот-д'Ивуар и Гана сократили поставки данного сырья. В то же время аналитики подразделения BMI Fitch Solutions отмечают, что потребление какао опережает производство третий сезон подряд. Такая ситуация сложилась из-за совокупности нескольких факторов: климатические изменения, болезни какао-деревьев, вырубка лесов, незаконная добыча полезных ископаемых, недостаток инвестиций [2].

В этой связи высока вероятность изменения различными способами состава закупаемых по зарубежным контрактам какао-бобов различными способами, т.е. их фальсификация.

Какао-бобы высшего сорта характеризуются чистотой, крупностью, равномерностью коричневой окраски на срезе. Товароведческий анализ предполагает оценку следующих дефектов какао-бобов: недоферментированные (фиолетовые), темно-серые («слейти»), плесневелые, поврежденные насекомыми, проросшие, разрушенные, слипшиеся и др. [3].

Оценка процентного содержания дефектных какао-бобов основывается на их продольном разрезании (в количестве 300 штук) при помощи скальпеля. Половинки каждого какао-боба визуальнo оцениваются при полном дневном освещении. Каждый тип дефектов какао-бобов подсчитывают отдельно.

Исходя из этого, поиск альтернативных методов качественной диагностики какао-бобов – задача актуальная.

Объектами исследования являлись образцы какао-бобов сортов: криолло (Колумбия), форастеро (Кот-д'Ивуар), тринитарио (Перу), урожая 2023 года.

Рентгенографический мониторинг образцов какао-бобов осуществляли методом микрофокусной рентгенографии по ГОСТ Р 59603-2021[4-5].

Съемку проводили с трехкратным увеличением изображения семян дерева какао на рентгенодиагностической установке ПРДУ-02, разработанной ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» (Санкт-Петербург). Режим съемки: 20 кВ, 80 мкА, 2 с.

Рентгеновское изображение какао-бобов выводили на экран монитора компьютера для анализа изображений по специально разрабатываемой программе автоматического распознавания дефектов исследуемого продукта.

Для проведения диагностического анализа сформировали модельные матрицы с выборками отборных какао-бобов и с внешними дефектами (ломаные, тощие, слипшиеся, с плодовой мякотью, проросшие), затем подвергли их рентгенографическому анализу (рис. 1-3).

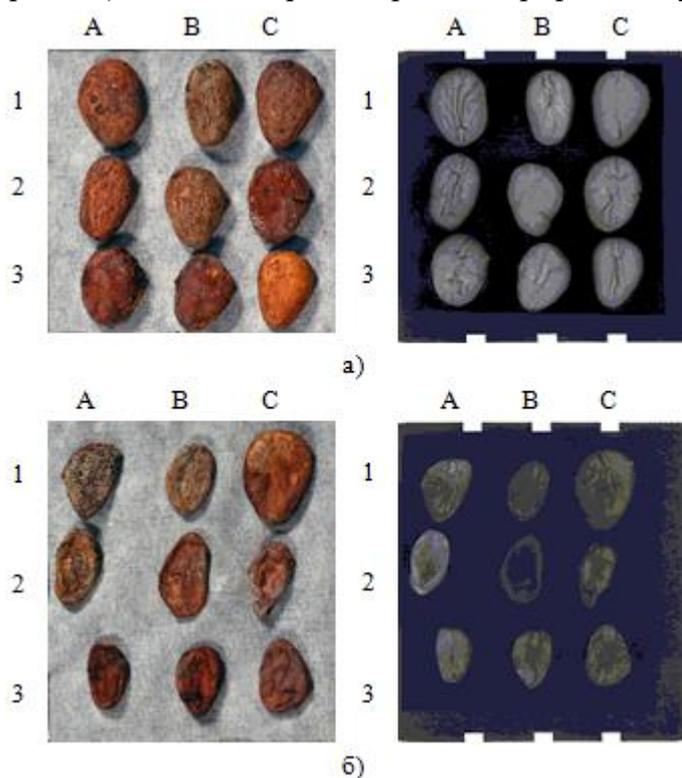


Рис. 1. Модельная матрица и рентгенограмма какао-бобов: *а* – отборных; *б* – тощих.

Отличительным признаком эталонных какао-бобов является равномерность распределения оптической плотности. Рентгенограмма матрицы с тощими какао-бобами характеризуется меньшей яркостью по сравнению с рентгенограммой отборных семян.

При этом какао-бобы отличаются формой и строением, характеризуются наличием большого количества каналов, что свидетельствует о слоистости их структуры. Контуры овалов исследуемых семян какао на проекции имеют более тёмный окрас по сравнению с их

ядерной частью, что указывает на наличие оболочки – какаоеллы, которая обладает меньшей плотностью.

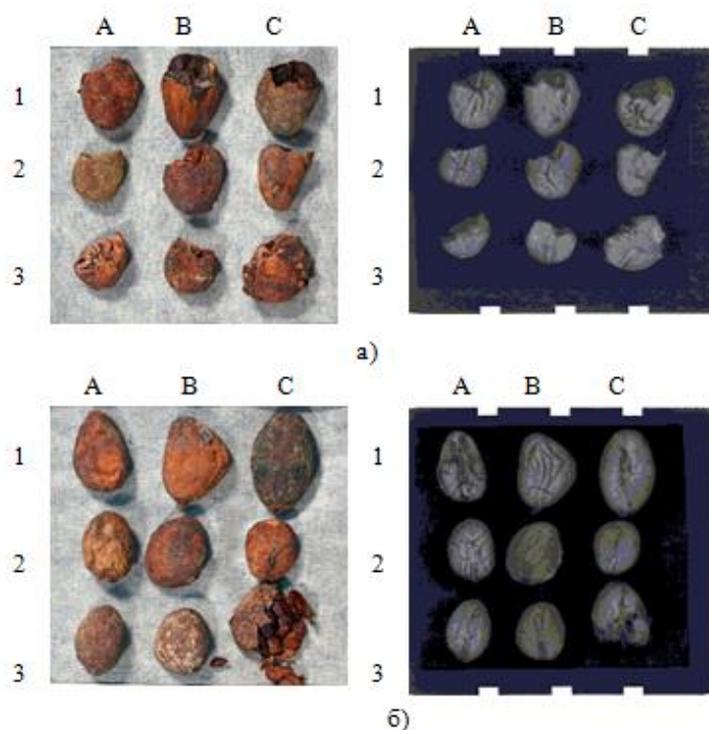


Рис.2. Модельная матрица и рентгенограмма какао-бобов: *а* – ломаных; *б* – проросших.

Рентген-образы ломанных какао-бобов отличаются наличием темных участков неправильной формы. Проекция проросших какао-бобов имеет тёмные участки зародышевых каналов разной длины.

В группе слипшихся и с плодовой мякотью какао-бобов на рентгеновском снимке невооруженным глазом просматривается их «аномальное» строение.

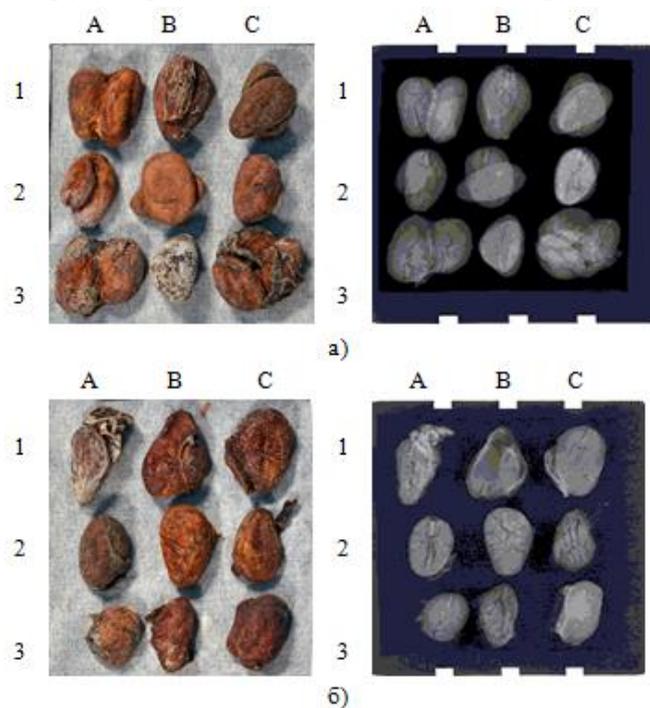


Рис.3. Модельная матрица и рентгенограмма какао-бобов: *а* – слипшихся; *б* – с плодовой мякотью.

Таким образом, результаты проведенных исследований подтверждают возможность использования установки ПРДУ-02 в качестве эффективного инструмента идентификационного контроля качества какао-бобов.

Метод позволяет получить рентгенограмму единичного семени какао дерева, а также всей анализируемой пробы. Микрофокусная рентгенография – надежный быстрый и репрезентативный способ определения качества какао-бобов в закупаемой по импорту партии.

Реализация метода микрофокусной рентгенографии для автоматического контроля дефектов какао-бобов возможна посредством создания расчетно-аналитической компьютерной программы.

Литература.

1. Линовская Н. В., Мазукабзова Э. В. Комплексная оценка показателей качества какао-бобов // Технология и товароведение инновационных пищевых продуктов. 2017. №. 6. С. 90-93.
2. Шоколад будет стоить дорого, даже если урожай какао в Африке вырастет. <https://www.profinance.ru/news2/2024/08/19/cd89-shokolad-budet-stoit-dorogo-dazhe-esli-urozhaj-kaкао-v-afrike-vyrastet.html> (дата обращения: 11.11.2024).
3. ГОСТ ISO 1114-2014. Какао-бобы. Контроль разрезанием. М: Стандартиформ, 2013. 7 с.
4. ГОСТ Р 59603-2021. Семена сельскохозяйственных культур. Методы цифровой рентгенографии. М: Стандартиформ, 2021. 16 с.
5. Линовская Н.В., Мазукабзова Э.В., Белецкий С.Л. Новый подход к идентификации дефектов какао-бобов. // Пищевая промышленность. 2024. № 7. С. 65-67.

РАЗМЫТИЕ ФОКУСНОГО ПЯТНА И ОСОБЕННОСТИ ТЕПЛОВОГО РЕЖИМА В «ТОНКИХ» МИШЕНЯХ МИКРОФОКУСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК

Козлов Е.А., Грачев Е.Ю., Трубицын А.А. (ФГБОУ ВО «РГРТУ»)

Микрофокусная рентгенография является мощным инструментом для неразрушающего контроля объектов электроники и медицины. Основное преимущество микрофокусных рентгеновских методов заключается в возможности получать изображения внутренней структуры исследуемого объекта с высоким пространственным разрешением (порядка микрон) и многократным прямым геометрическим увеличением (порядка тысячи крат). Для достижения указанных параметров по разрешению и увеличению необходимо использовать в качестве источника рентгеновского излучения микрофокусные трубки. Все микрофокусные рентгеновские трубки имеют общее конструктивное исполнение, включая электронную пушку, систему фокусировки электронного пучка, анод с мишенью, систему охлаждения. Несмотря на классически устоявшееся исполнение микрофокусных трубок в железе, на сегодняшний день продолжают исследования, направленные

на совершенствование основных узлов их конструкции, с целью улучшить характеристики рентгенодиагностического оборудования для неразрушающего контроля [1].

Современные рентгеновские установки успешно применяются в производстве электронной аппаратуры и микроэлектроники, в частности, для контроля качества пайки в печатных платах, и реализуют методы просвечивающей 2D-рентгенографии, ламинографии, цифрового томосинтеза, компьютерной томографии и 3D-наклонной компьютерной томографии. Среди подобного оборудования выделяются следующие томографические комплексы: «ОРЕЛ» (Диагностика-М), GE vtomex m240/m300 (General Electric), томограф UNICOMP AX9500 (Unicomp Technology), UNICOMP AX9500, XAVISXSCAN, phoenix серий micromex neo и nanomex neo, XD7600NT (Nordson Dage), Продис.Скан (ПРОДИС.НДТ), TIGER FXS-160.40 (Fein Focus) [2]. Указанные рентгенодиагностические комплексы имеют в своем составе микро- или нанофокусные трубки, как открытого, так и закрытого типа. Используемые трубки работают в широком диапазоне напряжений от 100 до 300 кВ, а достигаемые при этом размеры фокусного пятна составляют от 0,9 до 15 мкм. Среди особенностей представленных рентгеновских комплексов выделяется наличие в трубках высокоэффективной, так называемой high-flux target, (General Electric) или алмазной (phoenix) мишени для повышения их мощности. Для сравнения, в табл. 1 представлены данные по напряжению и разрешению (размер пятна) некоторых из указанных томографов.

Таблица 1. Сравнение параметров томографов по напряжению и разрешению.

Рентгеновский комплекс	Параметры	
	Напряжение	Размер пятна/ разрешение
Продис.Скан (ПРОДИС.НДТ)	100 кВ; 150 кВ	15 мкм
«ОРЕЛ» (Диагностика-М)	150 кВ	10 мкм
XAVISXSCAN	130 кВ; 160 кВ	1 мкм; 5 мкм
XD7600NT (Nordson Dage)	160 кВ	0,5 мкм
Phoenix micromex neo и nanomex neo	180 кВ	0,2 мкм; 0,5 мкм
GE vtomex m240/m300	240 кВ; 300 кВ	0,2 мкм; 1 мкм

Сравнивая данные, приведенные в табл. 1 можно сделать вывод, что характеристики отечественных томографов несколько отличаются от зарубежных. Наиболее заметное отличие проявляется в размерах фокусного пятна или разрешающей способности, которые напрямую зависят от параметров используемой микрофокусной рентгеновской трубки. Также стоит отметить, что у зарубежных томографов несколько выше рабочие напряжения.

Задача по формированию фокусного пятна микронного и субмикронного диапазона в микрофокусных трубках влечет за собой ряд технических сложностей. Особенно заметно их проявление при работе трубки на высоких напряжениях. Помимо усложнения системы фокусировки электронного пучка и повышения требований к электропрочности конструкции трубки при высоких напряжениях в мишени возникает эффект размытия фокусного пятна. При этом, в зависимости от напряжения и материала мишени величина размытия (действительный размер) фокусного пятна может в несколько раз превышать его эффективный размер, получаемый в фокальной плоскости фокусирующей системы. Эффект размытия фокусного пятна обусловлен формированием области взаимодействия за счет рассеяния энергии электронов в объеме материала мишени. Сами размеры области

взаимодействия ограничены глубиной пробега δ_e электронов в мишени по модели Косслета-Томаса и диаметром эффективного фокусного пятна d_0 . Величина пробега электронов в мишени пропорциональна их энергии $\delta_e \sim E_0^{1,55}$ и для получения максимальной интенсивности рентгеновского излучения нужно стремиться к условию $h \approx \delta_e$, но при этом размер действительного фокусного пятна d_e по сравнению с d_0 увеличится пропорционально $2\delta_e$ [3].

Эффект размытия фокусного пятна особенно заметно проявляется при переходе к микронным и субмикронным значениям d_0 . Аналитически установлено, что при средних энергиях величина размытия фокусного пятна в мишени увеличивается по глубине $\sim x_0^{1,5}$ и снижается с ростом энергии $\sim 1/E_0$ [4]. Из этого следует, что, увеличивая энергию или уменьшая толщину мишени, для любого материала можно подобрать условия, при которых действительный и эффективный размер фокусного пятна будут соизмеримы $d_0 \approx d_e$. Зададим допустимое значение размытия фокусного пятна в пределах 10%. Сделаем преобразование выражения для размытия фокусного пятна, приведенного в работе [4], заменяя энергию пучка E_0 напряжением U и глубину x_0 толщиной мишени h . В результате преобразования получим выражение для связи параметров U и h , при условии соблюдения допустимого значения размытия фокусного пятна $d_e \approx 1,1d_0$

$$U = 12,5 \sqrt{\frac{\rho}{A}} \frac{Z}{d_0} h^{1,5}, \quad (1)$$

где d_0 и h выражены в мкм, а U в кВ, Z и A – атомный номер и атомный вес материала мишени соответственно, ρ – плотность материала мишени в г/см³.

Стоит отметить, что величину U в (1) можно представить, как нижнюю границу рабочего напряжения при соответствующем значении h . С использованием выражения (1) выполнен расчет значений h для вольфрамовой W мишени. Расчет показывает, что в диапазоне ускоряющих напряжений от 100 до 300 кВ допустимый предел размытия фокусного пятна диаметром 1 мкм возможен при толщине мишени h от 0,5 до 1 мкм.

Для визуальной оценки величины размытия фокусного пятна выполним моделирование области взаимодействия методом Монте-Карло и сравним полученные результаты с расчетами по выражению (1). При моделировании зададим расчетную область двухслойной структурой, включающую в себя W мишень и бериллиевую Be подложку, а эффективный диаметр фокусного пятна примем равным 1 мкм. Результаты моделирования области взаимодействия в W мишени при различных U и h представлены на рис. 1. Полученные результаты отчетливо показывают, что с увеличением толщины W мишени происходит размытие фокусного пятна. Так, при напряжении 150 кВ действительный размер пятна будет составлять $d_e \approx 2d_0$ (рис. 1б), а при 300 кВ соответственно $d_e \approx 1,5d_0$ (рис. 1г).

По результатам моделирования и расчета вполне очевидно, что при высоких напряжениях использование «тонких» мишеней способствует снижению величины размытия фокусного пятна в микрофокусных трубках. Как следствие, будет увеличиваться и разрешающая способность рентгенодиагностической установки с применением такой трубки. Однако в трубках с «тонкими» мишенями основная часть бомбардирующих электронов рассеет энергию в области подложки. На рис. 2 представлены распределения

энергетических потерь для W-Be мишени: картина в латеральной плоскости YZ и зависимость по оси Z.

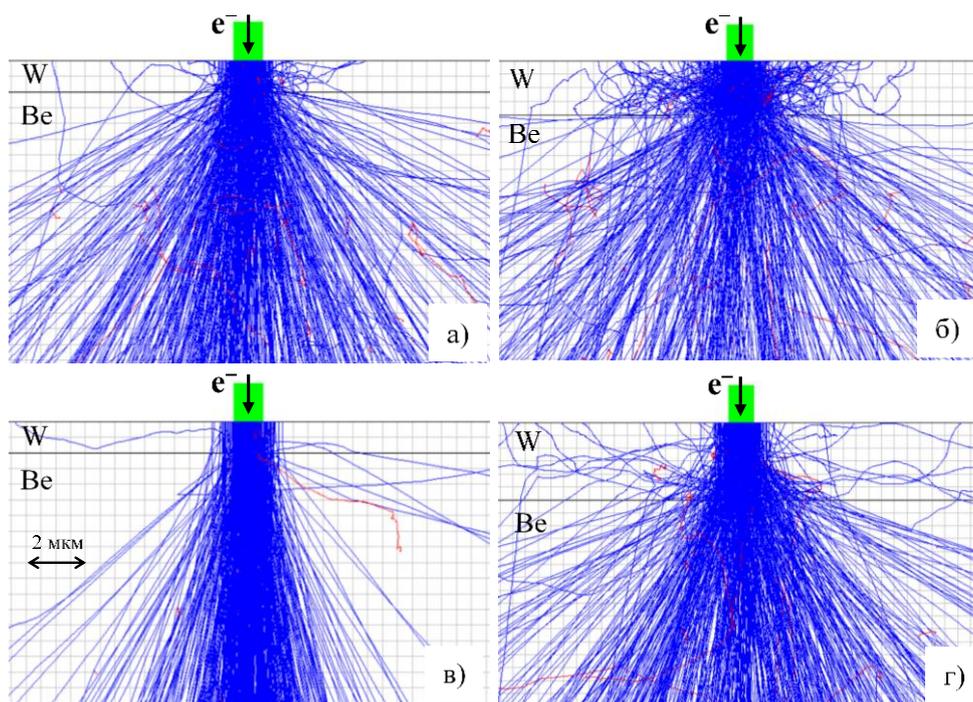


Рис. 1. Области взаимодействия электронов в W-Be мишени при различных U и h :
 а) 150 кВ, 1 мкм; б) 150 кВ, 3 мкм; в) 300 кВ, 1 мкм; г) 300 кВ, 3 мкм.

Наблюдается значительное увеличение области взаимодействия по глубине подложки, достигающее 100 мкм при толщине W мишени 1 мкм и напряжении 100 кВ. В результате перераспределения энергетических потерь между мишенью и подложкой снижается интенсивность потока рентгеновских квантов средних и высоких энергий в спектре тормозного и характеристического излучения. Перераспределение энергетических потерь, также приводит к снижению тепловой нагрузки в W-Be мишени. За счет увеличения области взаимодействия снижается объемная плотность мощности q_v , выделяемой в мишени. Как следствие, в соответствии с законом теплопроводности Фурье, пропорционально q_v будет снижаться градиент температуры T в мишени и подложке.

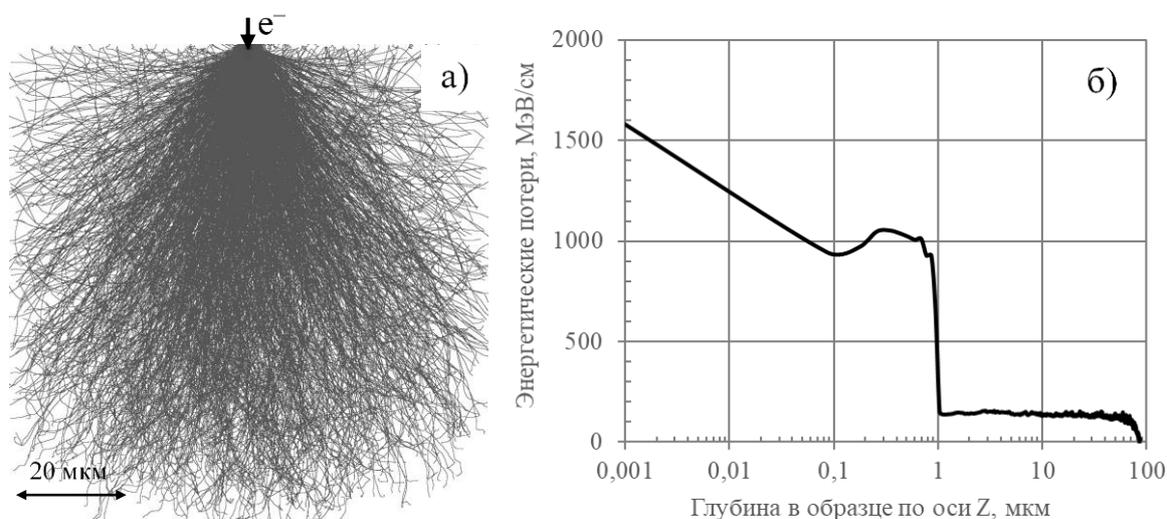


Рис. 2. Картина распределение энергетических потерь в плоскости YZ (а) и график зависимости по оси Z (б) для W-Be мишени.

В работе [3], с использованием средств численного моделирования, выполнено подробное исследование тепловых процессов в прострельном аноде микрофокусной рентгеновской трубки с W-Be мишенью. По результатам исследования определены условия рассеяния максимальной мощности на аноде. Используя данную модель, получим зависимость максимальной рассеянной мощности от эффективного диаметра фокусного пятна $P_{max}(d_0)$ при различных значениях U и h , учитывая, что в случае «тонкой» W мишени часть подводимой мощности рассеется в Be подложке. В этом случае, область тепловыделения ограничим полусферой радиусом 100 и 200 мкм, что соответствует форме и размерам области взаимодействия в W-Be мишени при напряжении 100 и 200 кВ соответственно. На рис. 3 представлены полученные зависимости.

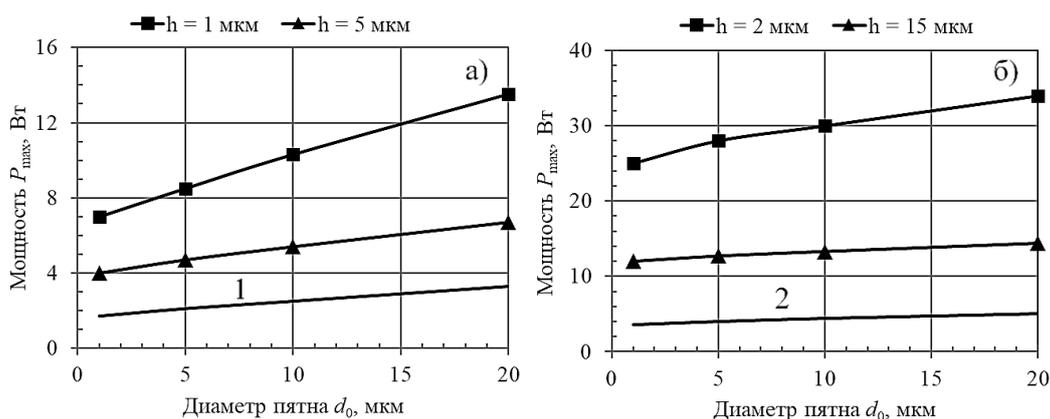


Рис. 3. Зависимости максимальной рассеянной мощности от эффективного диаметра фокусного пятна при разной толщине W для напряжения 100 кВ (а) и 200 кВ (б): кривая 1 – мощность, выделяемая в слое W толщиной 1 мкм при 100 кВ; кривая 2 – мощность, выделяемая в слое W толщиной 2 мкм при 200 кВ.

Для «тонких» W мишеней, в результате перераспределения энергетических потерь и увеличения объема области тепловыделения в Be подложки, максимальная рассеянная мощность будет увеличиваться. Однако, выделяемая мощность, в самой мишени, значительно снижается. По графикам отчетливо видно, что для мишени толщиной 5 и 15 мкм значение выделяемой в ней мощности в 2-3 выше, чем у «тонкой». Обусловлено это тем, что при заданных значениях U и h область взаимодействия и, соответственно, тепловыделения образуются только в объеме мишени. Также стоит отметить, что при больших напряжениях зависимость мощности проявляется слабее при изменении диаметра фокусного пятна. Это связано с наличием сильной функциональной зависимости объема области тепловыделения от глубины пробега электронов $\sim \delta_e^3$, зависящий, в свою очередь, от напряжения $\sim U^{1.55}$.

Результаты работы указывают на то, что снижение толщины мишени и переход к более высоким рабочим напряжениям в микрофокусных рентгеновских трубках, является простым и эффективным решением по уменьшению размытия фокусного пятна. Так, для W-Be мишени в диапазоне ускоряющих напряжений 100-300 кВ рекомендованная толщина слоя W составляет порядка 1 мкм. Также переход к более высокому напряжению позволит частично компенсировать потери в интенсивности рентгеновского излучения для «тонкой» мишени.

Работа выполнена в рамках государственного задания Министерства науки и высшего образования РФ (FSSN-2024-0001).

Литература.

1. Бессонов, В.Б. Микрофокусные рентгеновские трубки // Известия высших учебных заведений России. Радиоэлектроника. 2021. Т. 24, № 5. С. 6-21. DOI 10.32603/1993-8985-2021-24-5-6-21. EDN JTIQSM.

2. Артемьев Б.В., Исроилов Ж.О., Самухаер Мулатола, Селиванов К.В. Оборудование для рентгеновского контроля печатных плат, в том числе BGA // Контроль. Диагностика. 2024. Т. 27, № 7. С. 54 – 67. DOI: 10.14489/td.2024.07.pp.054-067.

3. Козлов, Е.А. Разработка микрофокусной рентгеновской трубки повышенной мощности: диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук / Козлов Евгений Александрович, 2023. 176 с. EDN XMXQRB.

4. Лукьянов, Ф.А. Глубина пробега первичных электронов, размытие электронного пучка и пространственное разрешение в электронно-зондовых исследованиях / Ф.А. Лукьянов, Э.И. Рау, Р.А. Сеннов // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2009. Т. 73, № 4. С. 463-472. EDN JYJRPP.

АНАЛИТИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ ПРОИЗВОДСТВА НПО «СПЕКТРОН»

Хуторной А.Ю., Букин К.В., Пьянкова Л.А., Семенов В.С. (ООО «НПО «Спектрон»)

Научно-производственное объединение «СПЕКТРОН» — ведущий отечественный производитель аналитического оборудования.

НПО «СПЕКТРОН» успешно работает с 1989 года и серийно производит настольные и промышленные спектрометры и анализаторы, использующие эффекты не только рентгеновской флуоресценции (кристалл-дифракционные и энергодисперсионные приборы), но и рентгеновской абсорбции, ультрафиолетовой флуоресценции и хемилюминесценции.

Аналитическое оборудование серии СПЕКТРОСКАН предназначено для решения как производственных, так и исследовательских задач. Спектрометры и анализаторы внесены в реестры средств измерений России, Казахстана, Беларуси, Киргизии, Узбекистана, Армении.

Итог нашей работы - спектрометры на базе оригинальной светосильной рентгенооптической схемы, позволяющие достигать высоких аналитических параметров, при относительно невысокой стоимости, размерах и мощности. В конструкции приборов применены собственные разработки НПО «СПЕКТРОН», такие как детекторы, кристаллы-анализаторы, высоковольтные источники питания, высокоточные механические устройства.

Ежегодно выпускается свыше 300 анализаторов и спектрометров серии СПЕКТРОСКАН. Компания обеспечивает полный цикл производства аналитического оборудования — от разработки до изготовления и тестирования. В состав производства входят механосборочный и радиомонтажные участки, участки настройки и испытаний, различные лаборатории и собственное механическое производство, оснащенное современными станками с числовым программным управлением. На своих высокотехнологичных участках, включающих чистые помещения и зоны по ГОСТ Р 56640-2015 освоено изготовление рентгеновских детекторов, кристаллов-анализаторов, высоковольтных узлов и высокоточных механических устройств, ГСО. На все выпускаемое

оборудование устанавливается программное обеспечение собственной разработки. Спектрометры и анализаторы серии СПЕКТРОСКАН являются собственными разработками НПО «СПЕКТРОН». Приборы изготавливаются на производственной площадке в Санкт-Петербурге. В конструкции используются преимущественно отечественные компоненты. На приборы имеются заключения Минпромторга о производстве продукции на территории РФ.

Научно-производственное объединение НПО «СПЕКТРОН» — коллектив высокопрофессиональных специалистов в области рентгеноспектрального анализа, физики, точной механики, аналитической химии, рентгеномеханики, программирования, математики, аналитики. За годы работы нашими сотрудниками было разработано и аттестовано свыше 50 методик анализа, получено 5 патентов, написано более 100 научных статей.

На предприятии работает более 200 специалистов различного профиля, в том числе свыше 40 высококвалифицированных инженеров в отделах разработки приборов и методов выполнения измерений.

Особое внимание мы уделяем поддержке Заказчиков:

- Сервисная служба включает в себя как отдел сервис-инженеров в г. Санкт-Петербург, так и региональную сеть сервисных центров по всей России гарантируют широкий спектр услуг от установки и своевременного гарантийного и постгарантийного обслуживания поставленного оборудования до полной технической поддержки;

- Методическая поддержка пользователей, разработка методик анализа, стажировка персонала аналитических лабораторий осуществляется специалистами лаборатории методик на протяжении всего жизненного цикла прибора.

Разработано и аттестовано методическое обеспечение, позволяющее решать самые разнообразные аналитические задачи наших клиентов.

Корпоративная идеология работы НПО «СПЕКТРОН» заключается в комплексном подходе к решению аналитической задачи наших заказчиков. Оборудование поставляется настроенным под конкретные задачи клиента, и снабжено всем необходимым для начала работы, в том числе методическим и программным обеспечением, дополнительным оборудованием для подготовки проб, необходимыми расходными материалами.

Дилерская сеть ООО «НПО «СПЕКТРОН» кроме России включает такие страны, как Чехия, Филиппины, Узбекистан, Казахстан, Греция, Египет, Шри-Ланка, Южная Корея, Ирак, Пакистан, Беларусь.

История НПО «СПЕКТРОН» началась в далёком 1989 году, когда группа специалистов во главе с ведущим отечественным разработчиком в области рентгеноспектрального анализа, доктором наук Климентом Владиславовичем Анисовичем организовала малое предприятие. Был разработан и запущен в серийное производство малогабаритный рентгеновский спектрометр «СПЕКТРОСКАН». В основы разработки было положено запатентованное изобретение К.В. Анисовича и А.В. Литинского – светосильная рентгенооптическая схема. Использование этой схемы позволило создать прибор, размером с настольный системный блок компьютера, но по своим характеристикам почти не уступающий мощным отечественным и импортным аналогам.

Прибор оказался настолько удачным, а принципы, в него заложенные, настолько прогрессивными, что в современном модифицированном виде он выпускается до сих пор.

Компания развивалась, разрабатывались и выпускались новые приборы, создавалось программное обеспечение. Для решения аналитических задач заказчиков была создана

лаборатория методик, которая занялась разработкой и аттестацией разнообразного методического обеспечения.

Пришло новое поколение специалистов, но на протяжении всей своей истории НПО «СПЕКТРОН» обеспечивал преемственность отечественной школы рентгеноспектрального анализа, точной механики и аналитической химии.

Вместе со всей страной НПО «СПЕКТРОН» пережил финансовые кризисы 1998 и 2008 года. Хотя было и нелегко, удалось сохранить костяк коллектива и направление развития в сторону создания новых наукоёмких и высокотехнологичных приборов.

В новом, 21 веке, был разработан и выведен на рынок новый анализатор серы «СПЕКТРОСКАН S». В нём была применена оригинальная запатентованная пробозагрузка. Из-за уникального сочетания высоких аналитических параметров, надёжности, удобства использования и невысокой цены, прибор быстро стал лидером на отечественном рынке оборудования для анализа серы, успешно «подвинул» зарубежных конкурентов.

В связи с развитием страны и экономики, разрабатываются и выпускаются новые приборы, которые решают стоящие перед нашими клиентами новые задачи. В частности, в связи с внедрением новых стандартов содержания серы в бензине, в 2011 году был выпущен новый волновой анализатор серы в нефти и нефтепродуктах «СПЕКТРОСКАН SW-D3».

В настоящее время разработан и выпускается волнодисперсионный анализатор органического хлора в нефти «СПЕКТРОСКАН CLSW», а также анализатор серы и металлов (Pb, Fe, Mn) в автомобильном топливе «СПЕКТРОСКАН MSW».

Линейка выпускаемых приборов уже не ограничивается рентгенофлуоресцентными спектрометрами и анализаторами. Разработаны и выпускаются ультрафиолетовый флуоресцентный анализатор серы «СПЕКТРОСКАН UFS» и рентгено-абсорбционный анализатор серы в потоке нефти «СПЕКТРОСКАН IS». Создано новое подразделение компании по производству лабораторной мебели и продаже лабораторного оборудования - СПЕКТРОН ЛАБ. Разрабатываются и готовятся к производству несколько других перспективных приборов. Для расширения решаемых аналитических задач ведутся работы по созданию новых методик и программного обеспечения.

В НПО СПЕКТРОН внедрен продуктовый подход в администрировании и управлении разработками. Данная стратегия, ориентирована на создание и развитие продуктов, которые отвечают потребностям рынка и клиентов. Это достигается за счёт постоянного анализа рынка, адаптации к изменениям и ориентации на долгосрочные результаты. Кроме того, команда разработки использует современные Agile методологии при постановке задач, распределения времени сотрудников и применения инструментов. Использование продуктового подхода и Agile методологий позволяет оперативно вносить новые требования клиентов и отвечать на действия конкурентов, работать в условиях неопределенности, исключить микроменеджмент и увеличить эффективность команды.

Лабораторное аналитическое оборудование серии СПЕКТРОСКАН предназначено для определения элементного состава твердых, жидких, порошкообразных образцов. Мы обладаем широким ассортиментом продукции для оснащения аналитических лабораторий.

Спектрометры и анализаторы серии СПЕКТРОСКАН могут применяться в разнообразных областях: анализ нефти и нефтепродуктов, анализ газов, экология, в том числе анализ воды, почвы, отходов, пищевая промышленность, анализ геологических образцов, сталей и сплавов, углей, контроль качества на производстве, экспертиза, научные

исследования. Наше оборудование используется для оснащения аналитических лабораторий предприятий по добыче, переработке и транспортировке нефти и газа, энергетики, горно-обогатительных комбинатов, судебной и судебно-медицинской экспертизы, металлургии, химической промышленности, исследовательских лабораторий университетов и научных центров. Мы предлагаем не просто средство измерений, а полноценные аналитические комплексы, адаптированные для решения конкретных задач. Такие комплексы, помимо анализатора или спектрометра, включают дополнительное программное обеспечение, методики выполнения измерений, набор стандартных образцов и материалов для градуировки и поверки, комплект необходимых расходных материалов, оборудование для пробоподготовки. Полный перечень выпускаемых анализаторов и спектрометров приведен в таблицах 1 и 2, соответственно.

Таблица 1. Анализаторы СПЕКТРОСКАН.

Анализатор серы и металлов СПЕКТРОСКАН MSW	Рентгенофлуоресцентный волнодисперсионный анализатор предназначен для измерения массовой доли серы, свинца, марганца и железа в автомобильном топливе, а также любых дистиллятных нефтепродуктах
Анализатор серы СПЕКТРОСКАН SW-D3	Рентгенофлуоресцентный волнодисперсионный анализатор серы предназначен для измерения массовой доли серы в автомобильном топливе, а также в нефти и нефтепродуктах
Анализатор хлора и серы СПЕКТРОСКАН CLSW	Рентгенофлуоресцентный волнодисперсионный анализатор для определения массовой доли хлора и серы в жидких пробах
Анализатор серы СПЕКТРОСКАН SE	Энергодисперсионный анализатор. Предназначен для простого и быстрого определения массовой доли серы в нефти и нефтепродуктах в полном соответствии с ГОСТ 32139-2019
Анализатор серы СПЕКТРОСКАН IS-T	Рентгено-абсорбционный анализатор. Предназначен для определения массовой доли серы в потоке нефти/нефтепродуктов
Анализатор серы и азота СПЕКТРОСКАН МЕТА	Определения общего содержания серы методом УФ-флуоресценции и общего содержания азота методом хемиллюминесценции в нефти и нефтепродуктах, углеводородном газе

Таблица 2. Спектрометры СПЕКТРОСКАН.

СПЕКТРОСКАН МАКС-GVM	Вакуумный волнодисперсионный рентгенофлуоресцентный спектрометр предназначен для определения содержаний химических элементов от Na до U в различных веществах
СПЕКТРОСКАН МАКС-G	Волнодисперсионный рентгенофлуоресцентный спектрометр для определения содержаний химических элементов от Ca до U в различных веществах
СПЕКТРОСКАН МАКС-GF1(2)E	Спектрометр на базе СПЕКТРОСКАН МАКС-G с одним или двумя фиксированными энергодисперсионными каналами
СПЕКТРОСКАН МАКС-GF1(2)E-C	Спектрометр на базе СПЕКТРОСКАН МАКС-GF1(2)E с протяженной пробозагрузкой и возможностью локального анализа для проведения различных экспертиз

Методическое обеспечение спектрометров и анализаторов отражено в перечне аттестованных методик анализа, часть которых имеет ранг международного, государственного или отраслевого стандарта:

✓ Нефтедобыча и нефтепереработка:

– Определение серы в нефти и нефтепродуктах по ГОСТ Р ЕН ИСО 20847-2010 и ГОСТ ISO 20847-2014.

– Определение серы в нефти и нефтепродуктах по ГОСТ 33194-2014.

– Определение серы в нефти и нефтепродуктах по ГОСТ Р 53203-2022.

– Определение серы в нефти и нефтепродуктах по ГОСТ ISO 8754.

– Определение серы в нефти и нефтепродуктах по ГОСТ 32139-2019.

– Определение серы в нефти и нефтепродуктах по ГОСТ Р 51947-2002.

– Определение серы в нефтепродуктах по ГОСТ Р ЕН ИСО 14596-2008.

– Нефтепродукты. Определение серы в автомобильном топливе методом ультрафиолетовой флуоресценции по ISO 20846:2011.

– Определение серы в автомобильном топливе по ГОСТ Р 52660-2006 и ГОСТ ISO 20884-16.

– Нефтепродукты. Определение серы методом ультрафиолетовой флуоресценции по ASTM D5453-16.

– Определение хлорорганических соединений в нефти по ГОСТ Р 52247-2021 (метод В).

– Определение свинца в автомобильном бензине по ГОСТ Р 54278-2010.

– Определение Mg, Ca, S, P, Zn в маслах и присадках (ФР.1.31.2014.17348).

– Определение Pb, Fe, Mn в автомобильном бензине (ФР.1.31.2017.26861).

– Определение Pb, Zn, Ni, Fe, Mn, V в нефти и нефтепродуктах (ФР.1.31.2014.17352).

– Определение органического хлора в нефти от 1 ppm (ФР.1.31.2020.37472).

– Стандартный метод определения следов азота в жидких углеводородах по ASTM D4629-17.

✓ Экология:

– Определение массовой доли элементов и оксидов элементов рентгенофлуоресцентным методом.

– Рентгенофлуоресцентный анализ отходов минерального происхождения.

– Определение элементов и оксидов элементов в пробах почв и донных отложений. ФР.1.31.2018.32143.

– Определение Mg, Al, Si, P, S, K, Ca, Ti, V, Cr, Mn, Fe, Co, Ni, Cu, Zn, As, Sr, Ba, Pb в отходах минерального происхождения (ФР.1.31.2015.20702).

– Определение Mg, Al, Si, Zn, P, S, Cl, K, Ca, Ba, Ti, Cr, Mn, Fe, Ni, Br, Rb, Sr в растительных материалах и продуктах питания (ФР.1.31.2014.17343).

– Определение диоксида кремния в воздухе рабочей зоны (ФР.1.31.2014.17344).

– Определение Cd, Se, As, V, Bi, Fe, Co, Cu, Ni, Pb, Cr, Zn в пробах природных, питьевых и сточных вод (ФР.1.31.2011.09287).

- Определение элементов: Mg, Al, Si, P, K, Ca, Ti, Mn, Fe, V, Cr, Co, Ni, Cu, Zn, As, Sr и Pb, а также оксидов элементов: MgO, Al₂O₃, SiO₂, P₂O₅, K₂O, CaO, TiO₂, MnO, Fe₂O₃ в почвах (ФР.1.31.2016.25423).
- Определение V, Bi, Fe, Co, Mn, Cu, Ni, Pb, Cr, Zn в воздухе рабочей зоны (МУК 4.1.1354-03).
- Определение Pb, Zn, Cu, Ni, Co, Fe, Mn, Cr в вентиляционных выбросах (ФР.1.31.2011.09285).
- ✓ Горнорудная промышленность:
 - Определение S, P, K, Ca, Si, Cl, Mn, Fe, Ti и Sr в углях (ФР.1.31.2014.17351).
 - Определение Cr₂O₃, FeO, CaO, SiO₂, Al₂O₃, MgO, P₂O₅ в хромовых рудах.
 - Определение MgO, Al₂O₃, SiO₂, CaO, Fe₂O₃ в магнезиальных неформованных огнеупорах (ФР.1.31.2014.17347).
 - Определение MgO, Al₂O₃, SiO₂, CaO, TiO₂, Fe₂O₃ в алюмосиликатных неформованных огнеупорах (ФР.1.31.2014.17346).
 - Определение оксидов Na, Mg, Al, Si, P, K, Ca, Ti, Mn и Fe в железомарганцевых конкрециях (ФР.1.31.2014.17345).
- ✓ Металлургия:
 - Анализ чугуна по ГОСТ Р 55080-2012.
 - Анализ литейных латуней по ГОСТ 30609-98.
 - Анализ стали по ГОСТ 28033-89.
 - Определение Zr, Mo, W и Ta в сплавах на основе ниобия по ГОСТ 25278.15-87.
 - Анализ твердых спеченных сплавов по ГОСТ 28817-90.
 - Анализ оловянных бронз по ГОСТ 30608-98.
 - Определение алюминия в безоловянных бронзах по ГОСТ 20068.4-88.
 - Определение Al, Si, P, S, Ti, V, Cr, Mn, Co, Ni, Cu, Nb, Mo и W в пробах углеродистых сталей.
- ✓ Диагностика и контроль:
 - Технологические водные среды атомных электростанций. определение меди, железа, никеля, хрома, марганца, циркония, содержащихся в виде взвесей.
 - Определение Mg, Al, Si, Ti, V, Cr, Mn, Fe, Ni, Cu, Mo, Ag, Sn, W, Pb – продуктов изнашивания и загрязнения – в пробах жидких нефтепродуктов (ФР.1.31.2015.20700).
 - Определение Cu, Fe, Ni, Cr, Mn и Zr, содержащихся в виде взвесей в технологических водных средах АЭС (ФР.1.31.2011.09281).
 - Определение Fe, Cu, Ni, Cr, Mn и Zn в шихте ионообменных смол (ФР.1.31.2011.09283).
 - Определение Mo, Cu и Fe в технологических водных средах (ФР.1.31.2014.18559).
 - Определение Ni, Cr, Mn и Co в технологических водных средах АЭС и жидких радиоактивных отходах (ФР.1.31.2011.09282).
 - Определение Ni, Mn, Cr, ZnO, CuO, Fe₂O₃, SO₃, P₂O₅, SiO₂, Al₂O₃, MgO, CaO в коррозионных отложениях (ФР.1.31.2014.17350).
 - Определение Ni, Mo, Co, Pt, Re, Fe в исходных и отработанных катализаторах (ФР.1.31.2014.17349).

✓ Газовая промышленность:

– Определение общей серы в природном газе методом ультрафиолетовой флуоресценции по ГОСТ 34712-2021.

– Углеводороды газообразные и газы углеводородные сжиженные. Определение общего содержания серы методом ультрафиолетовой флуоресценции по ГОСТ Р 56866-2016.

Учитывая большой опыт в разработке и реализации наукоемких технологий и продукции НПО «СПЕКТРОН» готово к тесному и продуктивному сотрудничеству с группами разработчиков для вывода их разработок на рынок промышленных потребителей.

Приглашаем квалифицированных специалистов, выпускников и студентов в наш коллектив: <https://spectronxray.ru/about/career/>.



Карьера в
ООО «НПО «СПЕКТРОН»



Анкета для кандидатов
на трудоустройство

РАЗРАБОТКИ СПБГЭТУ «ЛЭТИ» В ОБЛАСТИ РЕНТГЕНОГРАФИИ

***Потрахов Н.Н., Потрахов Ю.Н., Гук К.К. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Потрахов Е.Н. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»)***

Многолетние исследования, проводимые на кафедре ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ», показали, что возникают принципиальные особенности формирования рентгеновского изображения объект исследования при уменьшении эффективного размера фокусного пятна источника рентгеновского излучения на порядок и более (до сотых долей мм) по сравнению с традиционными рентгеновскими аппаратами.

Для реализации преимуществ так называемой микрофокусной рентгеновской съемки на базе ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» малое предприятие Технопарка СПбГЭТУ «ЛЭТИ» разрабатываются и серийно производятся самые современные технические средства рентгенографии. К настоящему времени созданы:

– семейство моноблочных рентгеновских аппаратов серии «РАП», а также рентгенодиагностических и рентгенографических комплексов «ПАРДУС» в портативном исполнении на их основе;

– многофункциональные и специализированные передвижные рентгеновские установки семейства ПРДУ;

– рентгеновские установки неразрушающего контроля полиэтиленовой оболочки, модели РУНК-50;

– рентгеновские имитационные комплексы, модели РИК-0401;

– источники питания бытового назначения семейства «СтабИст-50».

1. Аппараты рентгеновские серии «РАП»

Все аппараты семейства РАП построены на основе отечественных рентгеновских трубок производства АО «Светлана-Рентген», как уже выпускаемых на этом предприятии, так и специально разработанных совместно с сотрудниками кафедры ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

Максимальное напряжение разработанных аппаратов в зависимости от назначения варьирует от нескольких десятков киловольт до нескольких сотен кВ. Размер эффективного фокусного пятна от нескольких микрометров до нескольких миллиметров. Основные характеристики рентгеновских аппаратов семейства РАП в таблицах 1-3.

Таблица 1. Микрофокусные рентгеновские аппараты семейства РАП.

Параметр	Микрофокусные рентгеновские аппараты		
	РАП-100-0,2Н-1	РАП-150-0,5Н-1	РАП-200-0,1Н-2
Тип рентгеновской трубки	БС6	БС16	0,2 БПМ64-200(II)
Напряжение, кВ	50-100	40-150	50-180
Ток, мА	0,05-0,1	0,05-0,1	0,05-0,1
Минимальный размер фокусного пятна (регулируемый), мм	0,03x0,03	0,03x0,03	0,1x0,1
Режим работы	повторно-кратковременный, непрерывный	повторно-кратковременный, непрерывный	повторно-кратковременный, непрерывный
Система/ способ охлаждения	жидкостная автономная	жидкостная автономная	жидкостная автономная
Потребляемая мощность, Вт	300	300	500
Габаритные размеры моноблока (ДxШxВ), мм	310x240x105	420x150x400	350x150x350
Вес, кг	8	15	13

Микрофокусные рентгеновские аппараты семейства РАП (рис. 1) совместимы со всеми видами современных цифровых систем визуализации и используются для проведения высокоинформативных рентгенографических исследований как в полевых, так и стационарных.

Малые габариты и все аппаратов позволяют проводить рентгеновскую съемку для целей медицинской диагностики без использования традиционного штатива. Рентгенолаборант выполняет рентгенологическое обследование удерживая аппарат непосредственно в руках.

Однако методика микрофокусной рентгенографии позволяет обеспечить безопасные условия его работы в соответствии с действующими нормативными документами (СанПиН).

Таблица. 2. Острофокусные рентгеновские аппараты семейства РАП.

Параметр	Острофокусные рентгеновские аппараты	
	РАП-120-0,5Н-1	РАП-180-1,5Н-1
Тип рентгеновской трубки	0,12БПК25-120	0,2БПМ64-200
Напряжение, кВ	60-120	50-180
Ток, мА	0,5	1,5
Минимальный размер фокусного пятна (регулируемый), мм	0,5x0,5	Ø 0,1
Режим работы	повторно-кратковременный	повторно-кратковременный, непрерывный
Система/ способ охлаждения	воздушный конвективный	воздушный конвективный/ жидкостная автономная
Потребляемая мощность, Вт	300	500
Габаритные размеры моноблока (ДxШxВ), мм	240x210x80	350x150x350
Вес, кг	6	13

Таблица. 3. Специализированные рентгеновские аппараты семейства РАП

Параметр	Аппараты с ненормируемым фокусным пятном	
	РАП-50-3П-2	РАП-100-12Н-3
Тип рентгеновской трубки	0,15БТМ2-50	0,8БПМ14-160
Напряжение, кВ	20-50	30-100
Ток, мА	1-3	12
Минимальный размер фокусного пятна (регулируемый), мм	1,5x1,5	0,8x0,8
Режим работы	повторно-кратковременный, непрерывный	повторно-кратковременный, непрерывный
Система/ способ охлаждения	жидкостная автономная	естественная, воздушная
Потребляемая мощность, Вт	300	1500
Габаритные размеры моноблока (ДxШxВ), мм	470x150x80	315x150x310
Вес, кг	4	13



Рис. 1. Микрофокусные рентгеновские аппараты:
a – РАП-100-0,2Н-1; *б* – РАП-150-0,5Н-1.

На основе одного из микрофокусных аппаратов семейства РАП на напряжение 70 кВ разработан рентгенодиагностический комплекс семейства «ПАРДУС» - «ПАРДУС-Стома» (рис. 2.).



Рис. 2. Рентгенодиагностический комплекс семейства ПАРДУС.

Комплекс предназначен для проведения рентгенологических обследований в стоматологии, челюстно-лицевой хирургии. Однако, благодаря, высоким просвечивающим возможностям он с успехом используется в неонатологии и травматологии в неспециализированных условиях, в том числе, полевых или военно-полевых условиях.



Рис. 3. Использование комплекса «ПАРДУС-Стома» в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии.

На рисунке 3 показан пример использования комплекса «ПАРДУС» для диагностики челюстно-лицевой области. На рисунке 4 – для диагностики в неонатологии, в том числе новорожденных с экстремально низкой массой тела. На рисунке 5 – для диагностики боевой травмы.



Рис. 4. Использование комплекса «ПАРДУС» в неонатологии.



Рис. 5. Использование комплекса «ПАРДУС» в травматологии.

Примеры исполнения рентгенографических комплексов на основе аппарата РАП-100 для обеспечения реставрационных работ, исследования предметов искусств или археологических объектов, решения задач судебно-медицинской экспертизы, а также рентгенодиагностики в ветеринарии представлены на рисунках 6 и 7.

Острофокусные рентгеновские аппараты семейства РАП (рис. 8) применяются в составе многофункциональных или специализированных установок для рентгеновского контроля, в первую очередь, семейства ПРДУ.



Рис. 6. Рентгенографический комплекс для реставрации.



Рис. 7. Рентгенографический комплекс для судебно-медицинской экспертизы.

Однако малые габариты и вес позволяют успешно использовать их в качестве самостоятельного источника рентгеновского излучения при проведении рентгенологических обследований по методике микрофокусной рентгенографии в неспециализированных, в том числе, полевых или военно-полевых условиях.



а



б

Рис. 8. Острофокусные рентгеновские аппараты: *а* – РАП-120-0,5Н-1; *б* – РАП-180М-1Н-1.

На рисунке 9 показан пример использования комплекса семейства «ПАРДУС» на основе аппарата РАП-120 для целей судебной экспертизы в военно-полевых условиях. По отзывам командиров специальных отрядов медицинского назначения – участников СВО такие комплексы очень востребованы для оперативного решения различных медицинских задач в военной медицине.

Специализированные рентгеновские аппараты семейства РАП (рис. 10) разработаны для использования в составе передвижных рентгеновских установок, в том числе, медицинского назначения. Особо следует отметить РАП50-3П, который построен на основе оригинальной рентгеновской трубки с вынесенной на длинной и тонкой анодной трубе мишенью прострельного типа.



Рис. 9. Использование комплекса семейства ПАРДУС для целей судебной экспертизы в военно-полевых условиях.

Аппарат реализует запатентованную отечественную методику интраоперационной рентгенотерапии онкологических заболеваний. На рисунке 11 представлен внешний вид рентгенотерапевтической установки «Онко-Робот». Установка позволяет в автоматическом режиме подвести терапевтическую дозу рентгеновского излучения к очагу заболевания непосредственно в ходе хирургической операции по удалению опухоли. В настоящее время действующий макет установки проходит исследовательские испытания.



Рис. 10. Специализированные рентгеновские аппараты: *а* – РАП-50-3П-2; *б* – РАП-100-12Н-3.



Рис. 11. Внешний вид установки «ОНКОРОБОТ».

2. Многофункциональные и специализированные передвижные рентгеновские установки семейства ПРДУ

Типовой состав установки включает в себя: моноблочный источник рентгеновского излучения и цифровой приемник рентгеновского изображения, устройство для позиционирования объекта рентгеновского контроля, которые размещаются внутри камеры для проведения рентгенографических работ. Неотъемлемой частью каждой из установок является оригинальное отечественное программное обеспечение. Все установки построены на основе микро- и острофокусных рентгеновских аппаратов семейства РАП, которые позволяют получать резкие и информативные рентгеновские изображения на принципиально сниженном расстоянии между источником напряжения и объектом контроля и, соответственно, принципиально сниженной экспозиционной дозе рентгеновского излучения. В этом случае также принципиально снижаются габариты и вес рентгенозащитной камеры для проведения рентгенографических работ.

На этом основании установки семейства ПРДУ представляют собой новый передвижной класс технических средств рентгеновского контроля, которые в отличие от традиционных стационарных средств могут быть использованы на рабочем месте пользователя: хирурга в операционной, биолога в лаборатории, технолога на испытательном стенде, преподавателя в учебном классе и т.д.

2.1 Многофункциональные передвижные рентгеновские установки ПРДУ

Установка ПРДУ I (рис. 12) предназначена для получения резких увеличенных рентгеновских изображений биологических объектов, например, семян растений различного, в том числе, сельскохозяйственного назначения, на наличие скрытых дефектов по 9-ти основным признакам. Благодаря многочисленным исследованиям, выполненным на этой установке, в таких крупных научных учреждениях ФГБНУ АФИ, ФГБУ НИИПХ Росрезерва, ФГБНУ ФНЦО с участием сотрудников кафедры ЭПУ был разработан и в 2022 году вступил в действие ГОСТ Р 59603-2021 «Семена сельскохозяйственных культур. Методы цифровой рентгенографии».



Рис. 12. Многофункциональная передвижная рентгеновская установка ПРДУ (исп. I)

Еще одно важное применение установки ПРДУ I – интраоперационный контроль тканей молочной железы на чистоту края резекции от остаточного обсеменения канцерогенными клетками непосредственно в ходе операции по хирургическому удалению опухоли. Методика предложена и апробирована совместно со специалистами Университетского Маммологического центра (Первый Санкт-Петербургский

государственный медицинский университет им. академика И.П. Павлова) и Национального медицинского исследовательского центра онкологии имени Н.Н. Петрова.

Установка ПРДУ II (рис. 13) предназначена для получения изображений более крупных биологических объектов, например саженцев плодовых растений и кустарников при контроле результатов прививки, контроля пищевой продукции, при исследованиях палеоантропологических и археологических артефактов, при решении задач криминалистики и судмедэкспертизы.



Рис. 13. Многофункциональная передвижная рентгеновская установка ПРДУ (исп. II).



Рис. 14. Многофункциональная передвижная рентгеновская установка ПРДУ (исп. III-I).

Рентгеновская установка ПРДУ III-I (рис. 14) предназначена для контроля изделий или технологических процессов микро- и наноэлектроники, в том числе, отдельных электронных компонентов, электронных сборок, качества монтажа печатных плат т.д. В установке реализуется два режима работы: рентгенография и рентгеноскопия («живое» видео).

Рентгеновская установка ПРДУ III-II (рис. 15) в отличие от первой модели снабжена функцией рентгеновской томографии. Она позволяет получать как двумерные, так и трехмерные изображения объектов рентгеновского контроля.



Рис. 15. Многофункциональная передвижная рентгеновская установка ПРДУ (исп. III-II).



Рис. 16. Многофункциональная передвижная рентгеновская установка ПРДУ (исп. IV).

Рентгеновская установка ПРДУ IV (рис. 16) для оперативного контроля методом обратной съемки по методу Лауэ изделий из монокристаллов (КРОС). Установка позволяет исследовать объекты, которые по размерам и форме не доступны рентгеновских дифрактометрам общего назначения, например, монокристаллические пластины большого диаметра (подложки микросхем) или лопатки газотурбинных двигателей, выращенные методом направленной кристаллизации.

Рентгеновская установка ПРДУ V (рис. 17) предназначена для имитации радиационного воздействия на различные объекты, в том числе, биологические ткани, лекарственные формы и препараты мелких подопытных животных и т.д.



Рис. 17. Многофункциональная передвижная рентгеновская установка ПРДУ (исп. V).

3. Рентгеновская установка неразрушающего контроля полиэтиленовой оболочки, модель РУНК-50

Установка (рис. 18) предназначена для контроля полиэтиленовых корпусов кабельных соединительных муфт при монтаже подводных коммуникационных линий, в том числе, непосредственно в море на борту судна – кабелеукладчика.



Рис. 18. Рентгеновская установка неразрушающего контроля полиэтиленовой оболочки, модель РУНК-50.

4. Рентгеновский имитационный комплекс, модель РИК-0401

Комплекс (рис. 19) предназначен для имитации радиационного воздействия на изделия электронной техники.



Рис. 19. Рентгеновский имитационный комплекс, модель РИК-0401.

5. Источники питания небытового назначения семейства «СтабИст-50»

Особо следует отметить стабилизированные высоковольтные источники питания (ВИП) семейства СтабИст. Источники используются для питания рентгеновских трубок в составе кабельных рентгеновских аппаратов различного назначения.

ВИПы семейства СтабИст были разработаны для реализации программ импортозамещения, принятых крупными отечественными предприятиями после ухода с российского рынка рентгеновской техники одного из основных поставщиков таких источников фирмы Spellman (США). ФОТО СТАБИСТ

Наработанный опыт проведения совместных НИОКР сотрудников кафедры ЭПУ и специалистов ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» позволяет решать самые сложные конструкторские и технологические задачи при создании новых технических средств рентгенографии, в первую очередь, источников рентгеновского излучения на основе отпаянных рентгеновских трубок.

Одной из таких задач на повестке дня – разработка микрофокусного источника рентгеновского излучения на основе рентгеновской трубки с постоянной откачкой оригинальной конструкции [1].

Литература.

ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед». 2024 [обновлено 11 ноября 2024; процитировано 11 ноября 2024]. Доступно: <https://eltech-med.com/>.

СПОСОБ МОДЕЛИРОВАНИЯ РАДИАЦИОННОГО ВЫХОДА РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

Грязнов А.Ю., Бочеригов А.Д., Холопова Е.Д., Гук К.К., Александрова А.А.,
Баранов И.М., Громов О.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Радиационный выход является параметром, обязательным к контролю при производстве и эксплуатации источников рентгеновского излучения. Как известно он представляет собой отношение мощности поглощенной дозы в воздухе в мГр/с, измеренной на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки на оси первичного пучка рентгеновского излучения при заданных значениях анодного напряжения, к значению анодного тока [1]. Предлагаемый метод определения радиационного выхода, в отличие от большинства используемых в настоящее время приближенных методов [2, 3], основан на последовательном моделировании процессов генерации излучения, спектрального распределения первичного спектра трубки и его изменения в ходе взаимодействия с различными средами, что обеспечивает более высокую достоверность получаемых результатов.

В течение последних нескольких лет авторами опубликован ряд работ [4,5], в которых рассматриваются вопросы моделирования первичного спектра излучения рентгеновской трубки в зависимости от ее конструкции и электрических параметров.

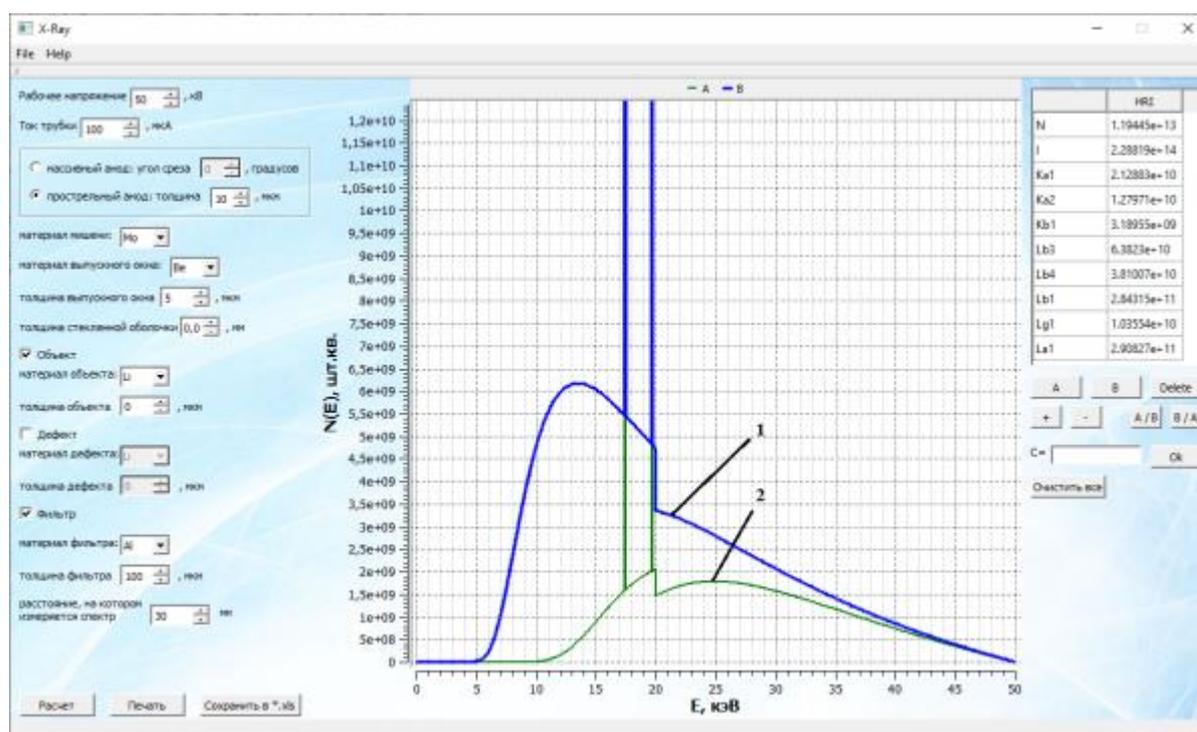


Рис. 1. Спектр излучения трубки с прострельным молибденовым анодом. Ток – 100 мкА, напряжение – 50 кВ, 1 – с фильтром 100 мкм Al, 2 – с фильтром 1 мм Al.

Зная коэффициенты ослабления и поглощения излучения в воздухе, можно рассчитать долю излучения, поглощаемого слоем воздуха в 1 см (или в объеме 1 см³):

$$\Delta I = \int_0^{E_0} [I_0^*(E) - I_0^*(E)e^{-\rho_{\text{Air}} \cdot 0,78 \tau_N(E) \cdot 0,21 \tau_O(E) \cdot 1[\text{см}]}] \frac{1[\text{см}^2]}{dS^2} E dE \left[\frac{\text{эВ}}{\text{с}} \right], \quad (1)$$

где $I_0^*(E)$ – спектральная плотность потока излучения после ослабления в слое воздуха от рентгеновской трубки до объекта облучения, $\tau_N(E)$ и $\tau_O(E)$ – спектральная зависимость

линейного коэффициента поглощения квантов с энергией E в азоте и кислороде, $\rho_{Air}=0,00129$ [кг/см³], dS – расстояние от рентгеновской трубки до объекта облучения.

Зная энергию поглощенного в 1 см³ воздуха излучения, мощность поглощённой дозы можно рассчитать как:

$$D = \frac{\Delta I[\text{эВ}] \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}[\text{Кл}]}{m[\text{кг}]} \left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг}} \right], \quad (2)$$

где ΔI – поглощенная энергия в 1 см³ воздуха, $m = 1,29 \cdot 10^{-6}$ кг – масса 1 см³ воздуха, $1,6 \cdot 10^{-19}$ Кл – коэффициент для перевода эВ в Дж. Если ток рентгеновской трубки равен 1 мА и расстояние от трубки до объекта облучения 100 см, то мощность поглощённой дозы становится равна радиационному выходу $K_R = \frac{D \cdot 1[\text{м}^2]}{1[\text{мА}]} = D$.

Для оценки точности модели можно воспользоваться представленной в СанПиН 2.6.1.1192-03 [6] таблицей радиационного выхода K_R (расстояние 1 м от фокуса рентгеновской трубки, анодный ток 1 мА, фильтр из Al толщиной 2 мм):

Таблица 1.

Анодное напряжение, кВ	40	50	70	75	100	150
Радиационный выход, K_R , мГр*м ² /(мА*мин)	2	3	5,6	6,3	9	18

Промежуточные значения K_R при анодном напряжении U можно рассчитать с помощью линейной интерполяции. В СанПиН 2.6.1.1192-03 имеется информация только о материале и толщине фильтра, но тип анода, материал, толщина и материал выпускного окна, а также некоторые другие данные отсутствуют (в других нормативных материалах они нормируются в определенных диапазонах значений), что препятствует точному построению модели.

Известна классическая модель, описанная, например, в обзорной работе [7], и показывающая, что область взаимодействия электронов с веществом имеет форму груши. Традиционно при этом для оценки полной длины пробега электронов в мишени используют формулу Канайя–Окаяма:

$$R_0 [\text{мкм}] = 0,0276 A E_0^{1,67} / (\rho Z^{0,889}), \quad (3)$$

однако она не описывает область генерации непосредственно рентгеновского излучения. В работе [7] показаны и рассмотрены основные модели распределения энергий в области взаимодействия пучка электронов с мишенью, однако также не указано математическое описание области генерации рентгеновского излучения. С учетом того, что излучение генерируется даже при взаимодействии пучка с чрезвычайно тонкими мишенями (возможно, за счет нескольких видов взаимодействий) справедливым будет предположить, что область генерации является вся зона взаимодействия на рисунке 2.

В этом случае для корректного описания области генерации рентгеновского излучения удобно использовать распределение PERT (известную альтернативу треугольного распределения), позволяющую с высокой точностью описывать требуемую нам форму

$$f(x) = \frac{1}{B(\alpha, \beta)} x^{\alpha-1} (1-x)^{\beta-1}, \quad (4)$$

где α и β – произвольные фиксированные параметры, а $B(\alpha, \beta) = \int_0^1 x^{\alpha-1} (1-x)^{\beta-1} dx$. В нашем случае параметры α и β задаются таким образом, чтобы обеспечить получаемую форму распределения интенсивности генерируемого излучения в соответствии с рисунком 2

и формулой (4). При этом необходимо помнить, что интенсивность излучения каждого «слоя» получающегося распределения пропорциональна квадрату указанного распределения.



Рис. 2. Взаимодействие электронного пучка с мишенью.

С помощью модернизированной программы расчета была построена зависимость радиационного выхода от напряжения и толщины вольфрамового анода (рис. 3). Как видно, табличные данные выглядят как плавная кривая на поверхности значений, рассчитанных рассматриваемым способом.

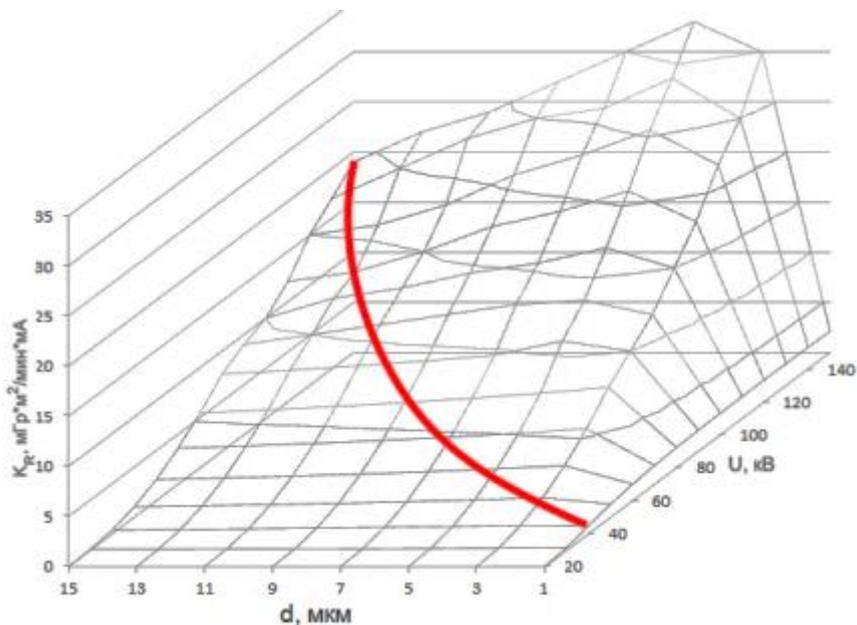


Рис. 3. Зависимость радиационного выхода рентгеновской трубки от напряжения на трубке и толщины прострельного анода (красной линией здесь и далее указаны значения, полученные по данным табл. 1).

Таким образом, если рассматривать значения радиационного выхода, приведенные в таблице 1, то они будут соответствовать только определенным парам величин «толщина анода – ускоряющее напряжение», во всех остальных случаях отличаясь от табличного. Поскольку большинство рентгеновских трубок (особенно медицинского назначения, трубки

для промышленной дефектоскопии и т.п.) имеют массивный анод, логичным представляется исследовать зависимость радиационного выхода от угла среза. Рассчитанная зависимость для вольфрамового анода представлена на рисунке 4.

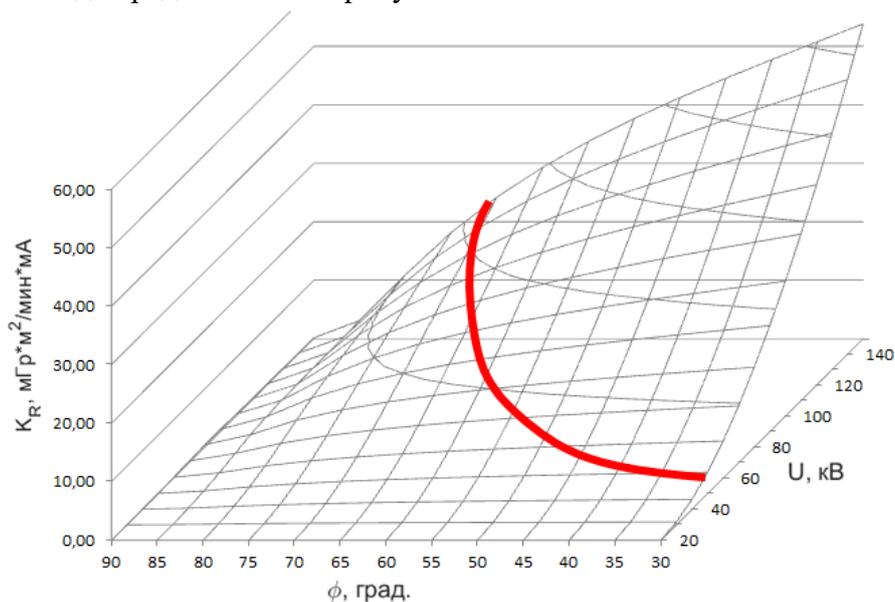


Рис. 4. Зависимость радиационного выхода рентгеновской трубки от напряжения на трубке и угла среза анода, красной линией указаны значения, полученные по справочным данным.

Представленный график подтверждает оптимальность выбора угла среза в диапазоне 60-80 градусов по отношению к направлению потока электронов – при меньших углах радиационный выход будет снижаться за счет увеличения рассеяния электрона, при больших – за счет самопоглощения в мишени. Оставшиеся параметры: толщина выпускного окна и толщина стеклянной оболочки при напряжениях более 60 кВ незначительно влияют значения радиационного выхода рентгеновской трубки.

Полученные результаты позволяют рекомендовать предложенную методику для оценки радиационного выхода при проектировании рентгеновских трубок и излучателей на их основе.

Работа выполнена в рамках проекта НР/ЭПУ-84.

Литература.

1. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований: Методические указания МУ 2.6.1.2944—11. // М.: Федеральный центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 2011. 38 с.
2. Boone J.M. An accurate model for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV / J.M. Boone, J.A. Seibert // Med. Phys. – 1997. – Vol. 24, № 11. – P. 1661–1670.
3. Модель источника рентгеновского излучения для Монте-Карло моделирования рентгенодиагностического исследования. К.О. Макаревич, В.Ф. Миненко, К.А. Веренич, С.А. Кутень // Известия Гомельского государственного университета имени Ф. Скорины, 2019. № 3 (114). С. 177-183.
4. Kholopova E.D., Gryaznov A.Y., Staroverov N.E., Aleksandrova A.A., Chebykin A.P., Bavkunova I.Yu. Software complex for simulation of secondary x-ray radiation spectra // AIP Conference Proceedings. AIP Publishing LLC, 2023. T. 2726. Art. 020011.

5. Staroverov N.E., Gryaznov A.Yu., Potrakhov N. N., Kholopova E.D., Guk K.K. New methods for digital processing of microfocus X-ray images // Biomedical Engineering. 2019. Т. 52. № 6. С. 435-438.

6. Санитарные правила и нормативы СанПиН 2.6.1.1192-03 "Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований" (утв. 14 февраля 2003 г.).

7. Лукьянов Ф.А. Глубина пробега первичных электронов, размытие электронного пучка и пространственное разрешение в электронно-зондовых исследованиях / Ф.А. Лукьянов, Э.И. Рау, Р.А. Сеннов // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2009. Т. 73. № 4. С. 463-472.

ВЛИЯНИЕ ОКРАСКИ РЕНТГЕНОГРАММ НА ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ ПРОЦЕСС

***Камышанская И.Г. (МИ СПбГУ, СПб ГБУЗ "Городская Мариинская больница"),
Мазуров А.И. (НИПК "Электрон")***

Когда в пятидесятых годах прошлого столетия начинались исследования по окраске (цветовому кодированию) рентгенограмм, предполагали, что две соседних плотности, неразличимые на чёрно-белой рентгенограмме, будут различимы после их окраски в разные цвета. С тех пор до настоящего время было проведено много исследований. Однако добиться этого эффекта в большинстве случаев не получалось. После обнаружения патологии на окрашенной рентгенограмме она также обнаруживается и на исходной чёрно-белом снимке, если приложить усилия. Поэтому некоторые рентгенологи стали скептически относиться к окраске рентгенограмм. В тоже время в целом ряде радиологических модальностей окраска внедрена в диагностическую практику. Это побуждает поставить вопросы: чем отличается рентгенология от других разделов радиологии с точки зрения цветового кодирования и какие положительные свойства окраски позволяют внедрить её в рентгенологию? С этой целью в городской Мариинской больнице Санкт-Петербурга совместно с НИПК «Электрон» была проведена научно-исследовательская работа по определению положительных свойств цветового кодирования рентгенограмм и по выявлению причин, тормозящих внедрение окраски в рентгенологию. Основные результаты этих исследований были изложены в докторской диссертации Камышанской И.Г. (2022 год) [1] и неоднократно докладывались на конференциях [2-4].

Представляем результаты исследования, которые сформулированы в виде кратких выводов:

1. Из физиологии зрительного восприятия известно, что цвет незначительно влияет на обнаружение объектов окружающего мира. Обнаружение связано, главным образом, с отношением сигнал-шум, четкостью, резкостью границ и формой объектов. Цвет больше отвечает за идентификацию (различение и опознавание). Это наглядно демонстрирует жизненный опыт. Так за зрелость фруктов и овощей, за качество продуктов отвечает цветное зрение. В рентгеновской дефектоскопии, например, в контроле багажа, используется несколько цветов, по которым опознаются тяжелые, средней тяжести и легкие

объекты (оружие, взрывчатка и т.д.).

2. Прирост контраста мелких патологий за счёт цветности маскируется шумами рассеянного излучения, которое, как правило, превосходит полезный сигнал. Например, если рассеянное излучение равно полезному сигналу, то контраст уменьшается в два раза. На реальных рентгенограммах это уменьшение контраста ещё больше. Уменьшение рассеянного излучения с помощью свинцовых и виртуальных растров недостаточно. Рассеянное излучение может быть практически подавлено только в рентгеновских схемах подсчёта фотонов, которые находятся только в разработке.

3. Были выявлены свойства цвета, которые положительно влияют на диагностический процесс. К ним относятся: четкое выявление распределения плотности изображения по всему полю снимка; меньшее время обнаружения патологии; большее расслоение (объёмность) изображения; меньшая утомляемость рентгенолога; большая привлекательность.

3.1. Цвет является одним из методов выявления формы фрагментов изображения. Он облегчает выявление однородных по яркости зон во всем поле изображения. Отклонение симметрии таких органов как: околоносовые пазухи и легкие, указывает на присутствие патологии.

3.2. На окрашенных рентгенограммах с низким уровнем рассеянности излучения и других шумов обнаруживаются патологические признаки, которые по контрасту лежат ниже контрастной чувствительности ахроматического зрения.

3.3. Время обнаружения областей интереса на цветных рентгенограммах существенно меньше, чем на исходных чёрно-белых. Это позволяет утверждать, что вероятность обнаружения имеющихся патологических признаков на чёрно-белом снимке увеличивается.

3.4 Психологически окрашенное изображение воспринимается более ярким и контрастным, это увеличивает работоспособность рентгенолога при работе длительное время.

3.5 Цвет увеличивает расслоение (объёмность) изображения, что в ряде случаев позволяет определить глубину залегания патологии.

3.6. Психологически цветная рентгенограмма выглядит более эстетично.

Таким образом, многолетнее использование окраски рентгенограмм в Мариинской больнице Санкт-Петербурга по траекториям используемых цветов, сохраняющих информацию исходного снимка, позволяет утверждать, что метод цветового кодирования рентгенограмм улучшает диагностический процесс.

Заключение:

1. Окраску рентгенограмм следует внедрить в диагностический процесс.
2. Должны быть стандартизованы траектории используемых цветов, сохраняющие исходную информацию и психологически совместимые с чёрно-белой рентгенограммой.
3. Необходимо разработать методические рекомендации либо учебное пособие, соответствующее внедрению цветового кодирования рентгенограмм в рентгенологическую практику.

Литература.

1. Камышанская И.Г. Инновационные технологии в цифровой

рентгенодиагностике для решения проблемы распознавания заболеваний и повреждений в многопрофильном стационаре. Диссертация д.м.н., Санкт-Петербург, 2021. 491 с.

2. К вопросу о стандартизации шкалы цветов для цветовой постобработки рентгенограмм. Камышанская И.Г., Мазуров А.И., Денисов А.К. Труды X Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники. 24 ноября 2023 года Санкт-Петербург, «ЛЭТИ», С.48-50.

3. Цветовая обработка рентгенограмм пазух носа в задачах машинного обучения. Шехтман К. В., Камышанская И. Г., Тряпицин И. Д., Староверов Н. Е., Денисов А. К. Лучевая диагностика и терапия. Спец. выпуск. Сборник тезисов XIV международного конгресса «Невский радиологический – форум 2023». 2023. Т. 14, № 1S. С. 218-219.

4. Что даёт рентгенологу окраска рентгенограмм? Камышанская И.Г., Мазуров А.И., Денисов А.К. Лучевая диагностика и терапия. Спец. выпуск. Сборник тезисов XV международного конгресса «Невский радиологический форум 2024» / Балтийский медицинский образовательный центр, 2024. С.204.

ПЕРСПЕКТИВНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ СУДЕБНО-МЕДИЦИНСКОЙ ЭКСПЕРТИЗЫ ОГНЕСТРЕЛЬНОЙ ТРАВМЫ

***Васильев А.Ю. (ООО «ЦНИИЛД»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Леонов С.В.,
Леонова Л.А. (ФГКУ «111 ГГЦСМИКЭ» МО), Блинов Н.Н. (м) (ФГБОУ ВО МГМСУ)***

В ходе вооруженных конфликтов основная потеря личного состава ранеными и убитыми происходит именно при взрывах различного вида устройств – не только оборонительных и наступательных гранат, изготовленных на производстве, но и самодельных, модернизированных или измененных взрывных устройств. В настоящее время рентгенография для идентификации огнестрельных снарядов используется мало и не системно, и до сих пор не разработаны критерии дифференциальной диагностики различного вида повреждений. Появление новых технологий обусловило создание нового класса оборудования для судебно-медицинской экспертизы.

Был разработан моноблочный рентгеновский аппарат семейства РАП (рис. 1) в портативном исполнении для исследования тел погибших в условиях массового поступления.



Рис. 1. Моноблочный рентгеновский аппарат в портативном исполнении.

Таблица 1.

Параметры	РАП-120-0,5Н-1
Тип рентгеновской трубки	0,12БПК25-120
Напряжение, кВ	60-120
Ток, мА	0,5
Минимальный размер фокусного пятна (регулируемый), мм	0,5x0,5
Режим работы	повторно-кратковременный
Система/ способ охлаждения	воздушный конвективный
Потребляемая мощность, Вт	300
Габаритные размеры моноблока (ДхШхВ), мм	240x210x80
Вес, кг	6

С помощью данного аппарата было обследовано 110 тел, погибших от различных видов огнестрельных ранящих снарядов (рис. 2).



Рис. 2. Исследование тел погибших портативным аппаратом.

Установлено, что съемка «с рук» ни в одном случае не вызывала динамической нерезкости, а мощность аппарата позволила получать высокого качества изображения всех анатомических областей, в том числе, грудной полости, живота и малого таза.

На полученных изображениях отчетливо визуализировались металлические инородные тела (осколки, сердечники пуль, другие ранящие снарядов до 1 мм в диаметре), а также в большинстве случаев удавалось получить изображение раневого канала и визуализировать повреждения костей и мягких тканей.

Следующим направлением развития рентгеновских технологий для оценки огнестрельных повреждений может явиться конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ), в том числе, на основе микрофокусной схемы съемки. Проведены экспериментальные исследования по оценке баллистики ранящих снарядов при микроКЛКТ, которые позволили получить важную новую информацию по выявлению дополнительных каналов и полостей, обусловленных воздействием ранящего снаряда.



АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО
«С.Е.Д.-СПб»



РАЗРАБОТКА И ПРОИЗВОДСТВО
РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗЛУЧАТЕЛЕЙ



РЕНТГЕНОВСКИЕ ИЗЛУЧАТЕЛИ

Излучатели для рентгенодиагностических и маммографических аппаратов российского производства **АО «С.Е.Д.-СПб»**. Излучатели собираются на базе отечественных рентгеновских трубок, производимых **АО «Светлана-Рентген»**

Излучатели предназначены для комплектации при производстве новых медицинских рентгенодиагностических и маммографических аппаратов, а также для установки в совместимые аппараты в случае замены излучателя в ходе ремонта и сервисного обслуживания аппаратов, находящихся в эксплуатации.

АО «С.Е.Д.-СПб»

Россия, 194156, Санкт-Петербург, пр. Энгельса, 27, литера ВМ
тел.: (812) 7776368; факс: (812) 5540371;
www.sedspb.ru; E-mail: sedspb@sedspb.ru



ООО НПО «СПЕКТРОН»

Российский производитель спектрометров
и анализаторов с 1989 года



ООО «НПО «СПЕКТРОН» разрабатывает и серийно производит более 300 лабораторных и промышленных спектрометров и анализаторов в год для разных организаций в России и за рубежом.

На предприятии работает более 200 сотрудников, в том числе 40 высококвалифицированных специалистов в отделах разработки приборов и методик измерений. Наша задача — создание готового аналитического комплекса: прибор, аттестованные методики, стандартные образцы, вспомогательные материалы, оборудование для подготовки проб и другое.



■ СПЕКТРОСКАН IS-T

Рентгено-абсорбционные промышленные анализаторы серы в потоке нефти и нефтепродуктах



■ СПЕКТРОСКАН CLSW, SW-D3, MSW

Волнодисперсионные рентгенофлуоресцентные анализаторы хлора, серы, металлов в нефти и нефтепродуктах



■ СПЕКТРОСКАН МАКС-GVM

Рентгенофлуоресцентные волнодисперсионные спектрометры для определения любых элементов от натрия (Na) до урана (U)



■ СПЕКТРОСКАН SE

Энергодисперсионные рентгенофлуоресцентные анализаторы серы в нефти и нефтепродуктах



■ СПЕКТРОСКАН МАКС-G

Волнодисперсионные рентгенофлуоресцентные спектрометры для определения любых элементов от кальция (Ca) до урана (U)



■ СПЕКТРОСКАН МЕТА

Анализаторы серы и азота в нефти и нефтепродуктах, газах и сжиженных газах методами УФ-флуоресценции и хемилюминесценции



ООО «НПО «Спектрон»

190020, Россия, г. Санкт-Петербург
ул. Циолковского, д. 10А
помещение 203

тел. +7 (812) 325-81-83
факс +7 (812) 325-85-03
info@spectronxray.ru
www.spectronxray.ru



ООО НПО «СПЕКТРОН»

Российский производитель спектрометров
и анализаторов с 1989 года



ООО «НПО «СПЕКТРОН» разрабатывает и серийно производит более 300 лабораторных и промышленных спектрометров и анализаторов в год для разных организаций в России и за рубежом.

На предприятии работает более 200 сотрудников, в том числе 40 высококвалифицированных специалистов в отделах разработки приборов и методик измерений. Наша задача — создание готового аналитического комплекса: прибор, аттестованные методики, стандартные образцы, вспомогательные материалы, оборудование для подготовки проб и другое.



■ СПЕКТРОСКАН IS-T

Рентгено-абсорбционные промышленные анализаторы серы в потоке нефти и нефтепродуктах



■ СПЕКТРОСКАН CLSW, SW-D3, MSW

Волнодисперсионные рентгенофлуоресцентные анализаторы хлора, серы, металлов в нефти и нефтепродуктах



■ СПЕКТРОСКАН МАКС-GVM

Рентгенофлуоресцентные волнодисперсионные спектрометры для определения любых элементов от натрия (Na) до урана (U)



■ СПЕКТРОСКАН SE

Энергодисперсионные рентгенофлуоресцентные анализаторы серы в нефти и нефтепродуктах



■ СПЕКТРОСКАН МАКС-G

Волнодисперсионные рентгенофлуоресцентные спектрометры для определения любых элементов от кальция (Ca) до урана (U)



■ СПЕКТРОСКАН МЕТА

Анализаторы серы и азота в нефти и нефтепродуктах, газах и сжиженных газах методами УФ-флуоресценции и хемилюминесценции



ООО «НПО «Спектрон»

190020, Россия, г. Санкт-Петербург
ул. Циолковского, д. 10А
помещение 203

тел. +7 (812) 325-81-83
факс +7 (812) 325-85-03
info@spectronxray.ru
www.spectronxray.ru





Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) был основан в 1886 году и стал первым в Европе высшим учебным заведением, специализированным в области электротехники.

БАКАЛАВРОВ ГОТОВЯТ НА 6 ФАКУЛЬТЕТАХ И ИНСТИТУТЕ УНИВЕРСИТЕТА:



ПРЕИМУЩЕСТВА ОБУЧЕНИЯ В ЛЭТИ

- ✓ Диплом одного из ведущих технических вузов страны.
- ✓ 9 благоустроенных общежитий для иногородних студентов.
- ✓ Возможность получать гранты на бюджете и скидки на контрактном обучении (успешно сдавшим ЕГЭ).
- ✓ Возможность обучения в военном учебном центре по программам подготовки офицеров и матросов запаса.
- ✓ Количество бюджетных мест на очной форме 1 курса в 2024 году – 1569.
- ✓ Компактное расположение корпусов гарантирует максимальное удобство и безопасность студентов ЛЭТИ.



Сайт для абитуриентов



Телеграм-канал



Группа ВКонтакте

197022, Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, дом 5 литера Ф

Приёмная комиссия: +7 (800) 550-43-35, +7 (812) 655-13-57

www.etu.ru

ВСЁ ДЛЯ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ



НПАО «АМИКО» — один из ведущих российских разработчиков и производителей медицинского рентгенодиагностического оборудования и аксессуаров для рентгенодиагностики.

1994

год
основания

6

производственных
площадок

25

стран
экспорта

30+

медицинских выставок
и научных
конференций в год

ISO

международные
стандарты
качества



поставки
во все регионы
России



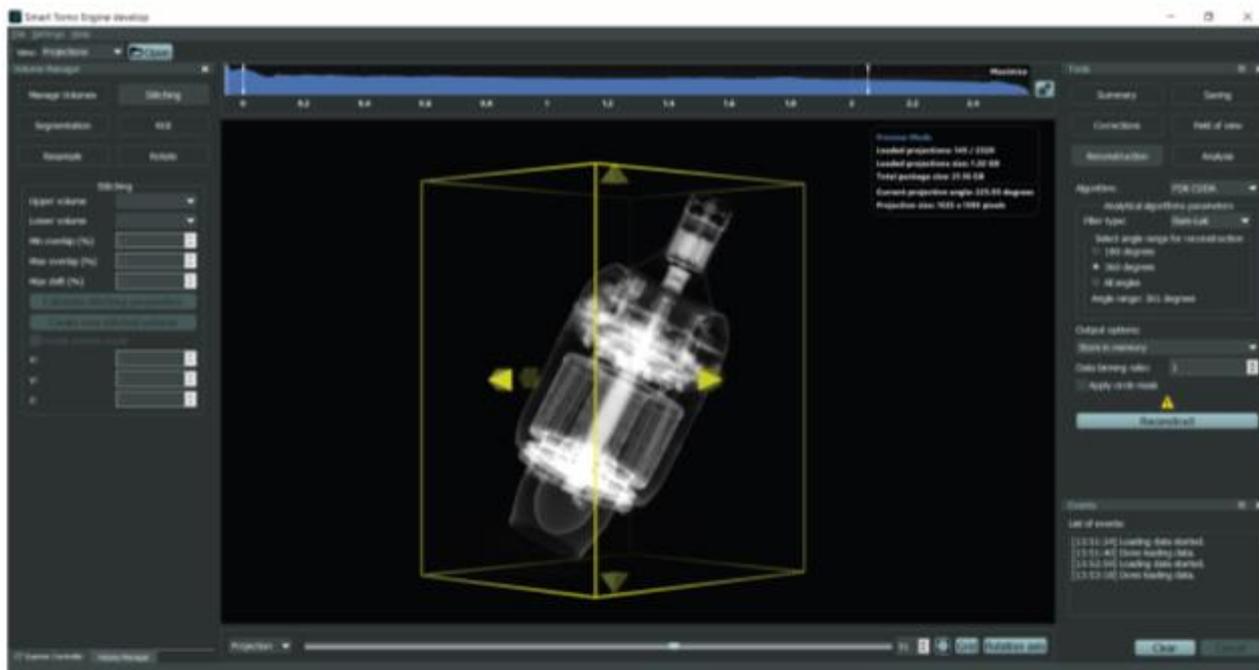
amico.ru

SMART TOMO ENGINE

ПРОГРАММНЫЙ ПРОДУКТ
ДЛЯ ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ,
АНАЛИЗА И ВИЗУАЛИЗАЦИИ

se smart engines™

- ▶ Выбор алгоритма реконструкции под вашу задачу (точность, скорость, ...)
- ▶ Поддержка широкого списка форматов входных данных
- ▶ Нейросетевые модели при малоракурсной съемке
- ▶ Нет ограничений на размер входных данных
- ▶ Автоматическая калибровка неточностей и подавление артефактов
- ▶ Удобный интерфейс для работы с 2D и 3D изображениями
- ▶ Реконструкция ROI
- ▶ Ортогортное выравнивание сечений



Варианты поставки

SDK + API

API содержит функции загрузки данных, выполнения томографической реконструкции, подавления артефактов и сохранения результатов, а также примеры и подробную документацию

SDK + GUI

GUI поддерживает все функции API, дополнительно имеет 2D и 3D визуализацию данных, а также поддерживает объемную визуализацию с помощью анаглифа и стереопары

Реестровая запись
№16192 от 30.12.2022

Координаты для связи:
<https://smartengines.ru/smart-tomo-engine/>
Тел.: +7 (495) 649 82 60



МТЛ – ведущий отечественный разработчик и производитель инновационного высокотехнологичного цифрового рентгеновского медицинского оборудования.

Разработка | Производство | Сервис



ISO 13485:2016

МТЛ сегодня :

- Системообразующее предприятие Минпромторга России
- Надежный производитель по итогам конкурса Росздравнадзора за 2023 год
- 10 000 м² производственных площадей
- 9 000 единиц медицинского оборудования, работающего в клиниках страны под маркой МТЛ
- 64 сертифицированных региональных сервисных центра

АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд»

105318, г. Москва,
ул. Мироновская, 25

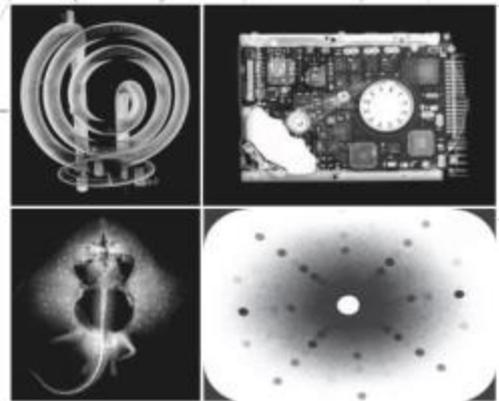
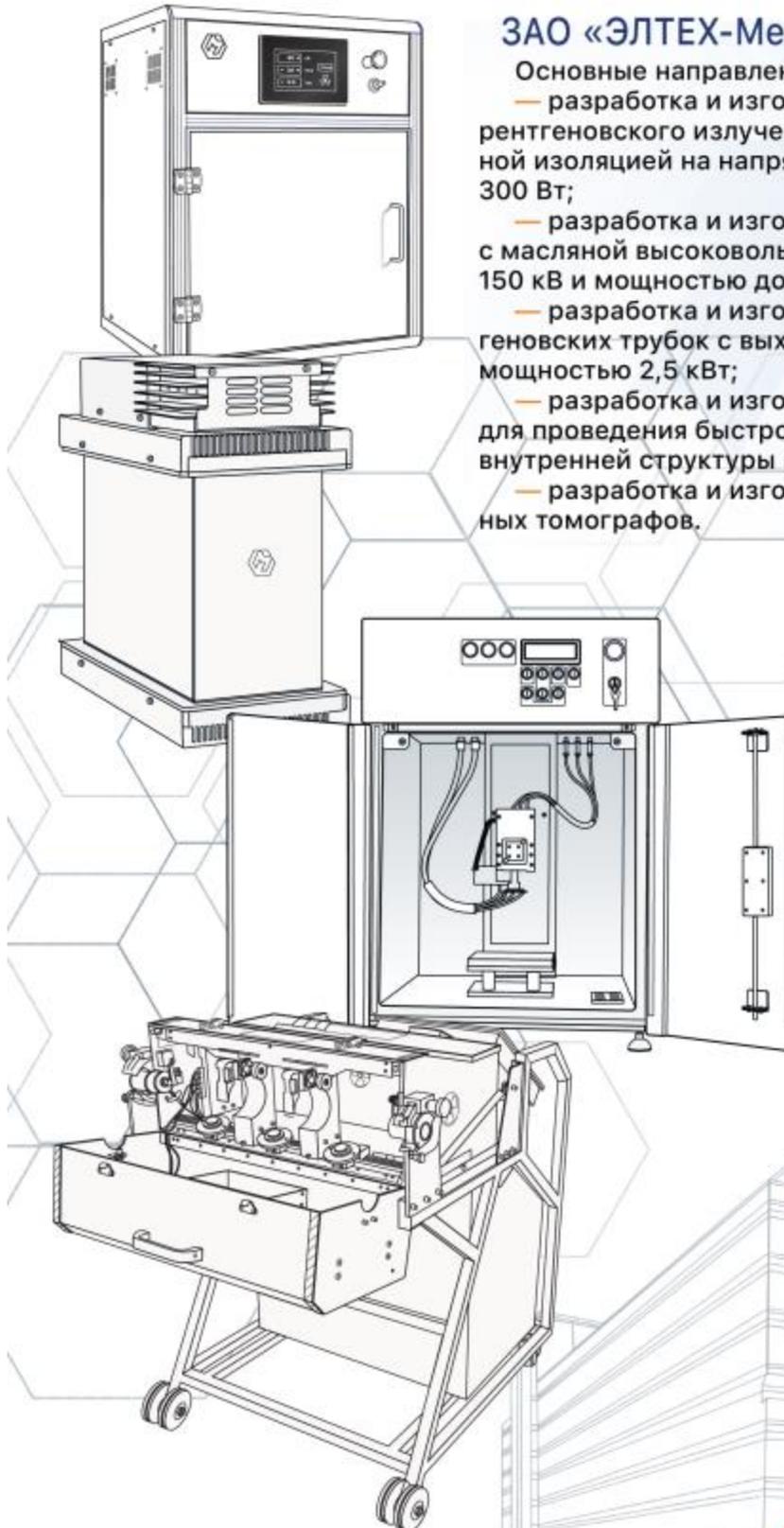
Тел.: +7 (495) 663-95-01
E-mail: mtl@mtl.ru

с точностью до пикселя
mtl.ru

ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»

Основные направления деятельности:

- разработка и изготовление моноблочных источников рентгеновского излучения с твердотельной высоковольтной изоляцией на напряжения до 200 кВ и мощностью до 300 Вт;
- разработка и изготовление моноблочных источников с масляной высоковольтной изоляцией на напряжения до 150 кВ и мощностью до 3 кВт;
- разработка и изготовление источников питания рентгеновских трубок с выходным напряжением до 50 кВ и мощностью 2,5 кВт;
- разработка и изготовление рентгеновских установок для проведения быстрого неразрушающего исследования внутренней структуры различных объектов;
- разработка и изготовление микрофокусных компьютерных томографов.



(812) 234-35-59
info@eltechmed.com

eltech-med.com

Оригинал-макет
подготовлен Лях. К.М., Перетятко Д.С.

Подписано в печать 18.11.24. Формат 60×84 1/16.
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 7.
Гарнитура «Times New Roman». Тираж 70 экз. Заказ 151.

Издательство СПбГЭТУ «ЛЭТИ»
197022, С.-Петербург, ул. Проф. Попова, 5Ф

*До встречи на следующей
конференции*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**