



*IX Всероссийская  
научно-практическая  
конференция производителей  
рентгеновской техники*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ  
25 НОЯБРЯ 2022**

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ  
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

***IX Всероссийская  
научно-практическая конференция  
производителей рентгеновской техники***

**ПРОГРАММА  
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

**25 ноября 2022 г.**

**Санкт-Петербург  
2022**

IX Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2022. 61 с.

ISBN 978-5-7629-3106-9

### **ОРГКОМИТЕТ**

Шелудько В.Н., д.т.н., доц., ректор СПбГЭТУ (председатель)  
Тупик С.А., д.т.н., проф., проректор по научной работе СПбГЭТУ  
Семенов А.А., д.т.н., доц., директор департамента науки СПбГЭТУ  
Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)  
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  
Грязнов А.Ю., д.т.н., проф. каф. ЭПУ СПбГЭТУ  
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., генеральный директор АО «Светлана-Рентген»  
Пеликс Е.А., ООО «Спектрофлэш»  
Таубин М.Л., д.т.н., г.н.с. ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»  
Усачев Е.Ю., к.т.н., директор ИНПЦ «СНК» МГТУ МИРЭА  
Шестопалов М.Ю., д.т.н., проф., зав. каф. АПУ СПбГЭТУ  
Элинсон М.Б., к.т.н., президент АО «НИПК Электрон»  
Кострин Д.К., к.т.н., доц. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (ученый секретарь конференции)

ISBN 978-5-7629-3106-9

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2022

## ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

*Уважаемые коллеги!*

*Рад приветствовать вас на нашей уже IX Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники.*

*Непростая политическая обстановка этого года обусловила активизацию работ по импортозамещению, что подкрепляет тенденции к возрождению и развитию компетенций в области разработки высокотехнологичной рентгеновской аппаратуры, а также укреплению позиций рентгеновских производств.*

*Отмечу, что география участников нашей конференции постоянно расширяется – начиналась она как небольшая встреча представителей Москвы и Санкт-Петербурга, а теперь мы рады приветствовать коллег из других городов страны.*

*Тематика докладов конференции также расширяется – в сборнике трудов конференции представлены доклады, посвященные оригинальным перспективным источникам рентгеновского излучения, цифровым приемникам рентгеновского изображения, а также современным аппаратно-программным комплексам для решения самых разных задач рентгенографии. Отдельные доклады посвящены вопросам обеспечения радиационной безопасности и медицинским аспектам применения рентгеновского излучения.*

*Уважаемые коллеги, мы гордимся тем, что наша конференция продолжает развиваться, и всегда рады видеть вас всех – от студентов до академиков – среди участников нашей конференции!*

*С наилучшими пожеланиями,  
сопредседатель оргкомитета ВКПР*



*Потрахов Н.Н.*

# ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

25 ноября 2022

Пленарное заседание (конференц-зал 5 корпуса)

- 9<sup>30</sup> **Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10<sup>00</sup> **Торжественное открытие конференции**  
*Тупик В.А., д.т.н., проректор по научной работе СПбГЭТУ*  
*Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)*
- 10<sup>30</sup> **Первый опыт эксплуатации портативного рентгеновского аппарата при решении задач судебной экспертизы**  
*Потрахов Н.Н., Васильев А.Ю., Троян В.Н., Леонов С.В., Блинов Н.Н.(м.), Федоров Е.П.*
- 10<sup>45</sup> **Исследования берилла, скрытого в слюдите, при энергии рентгеновского излучения до 600 кэВ на КТ срезах**  
*Комарский А.А., Пономарев А.В., Корженевский С.Р.*
- 11<sup>00</sup> **Применение рентгеноабсорбционной аппаратуры «ИЦ Буревестник» для обогащения золотосодержащих руд**  
*Гоганов А.Д., Лукьянченко Е.М.*
- 11<sup>15</sup> **Функциональная рентгенография как инструмент управления зерновым рынком**  
*Архипов М.В., Потрахов Н.Н., Тюкалов Ю.А., Прияткин Н.С., Староверов Н.Е., Гук К.К., Грязнов А.Ю.*
- 11<sup>30</sup> **Визуализация в цвете черно-белых рентгеновских изображений**  
*Мазуров А.И., Денисов А.К., Потрахов Н.Н.*
- 11<sup>45</sup> **Цифровой томосинтез для анализа качества теплового контакта в печатных платах**  
*Устинов А.О.*
- 12<sup>05</sup> **КТ реконструкция. Программные OEM решения после ухода VG Studio, CERA и AVIZO из России**  
*Авакян А.К.*
- 12<sup>15</sup> **Обед**
- 13<sup>00</sup> **Двухэнергетическая рентгенография: от экспериментального исследования к применению в клинической практике**  
*Васильев А.Ю., Наумова Д.И.*
- 13<sup>15</sup> **Итоги экспериментальных исследований по изучению малогабаритного рентгеновского аппарата для военно-полевой рентгенологии**  
*Блинов Н.Н. (м.), Потрахов Н.Н., Федоров Е.П., Макаренко Н.В.*
- 13<sup>30</sup> **Применение микрофокусной рентгенографии в кондитерской промышленности**  
*Белецкий С.Л.*
- 13<sup>40</sup> **Компьютерная программа автоматического анализа качества семян овощных культур «СортСемКонтроль-2.0»**  
*Мусаев Ф.Б., Белецкий С.Л., Потрахов Н.Н.*
- 13<sup>55</sup> **Идентификация веществ на 2D-рентгенограммах с использованием информации об энергии  $\gamma$ -квантов**  
*Абдельшакур Э.С., Лапкин А.В., Рожков В.А., Сотенский Р.В., Шелков Г.А.*
- 14<sup>10</sup> **Разработка алгоритма кластеризации для пиксельных детекторов для ПЛИС**  
*Лапкин А.В.*

- 14<sup>25</sup> **Способы повышения надежности и ресурса газонаполненных детекторов ионизирующего излучения**  
*Ряшин Н.С., Ефимов Д.В., Мишин В.В., Шишов И.А., Киселев П.П.*
- 14<sup>40</sup> **Источник мягкого рентгеновского излучения для задач просвечивающей микроскопии биообъектов**  
*Самохвалов А.А., Сергушичев К.А., Елисеев С.И., Бронзов Т.П., Тимшина М.В., Смирнов А.А.*
- 14<sup>55</sup> **Возможность использования компактных низкоэнергетических фемтосекундных лазеров, работающих с высокой частотой повторения, для создания микрофокусного источника рентгеновского излучения**  
*Гарматина А.А., Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Дьячкова И.Г., Дымшиц Ю.М., Колдаев В.В., Мареев Е.И., Коришунов А.А., Можяева М.Д., Золотов Д.А., Минаев Н.В. Гордиенко В.М.*
- 15<sup>10</sup> **О возможности одновременной регистрации абсорбционных и фазоконтрастных изображений**  
*Александрова А.А., Бахтияев Р.А., Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю.*
- 15<sup>20</sup> **Учет шумов в модели энергодисперсионного спектрометра**  
*Холопова Е.Д., Гук К.К., Черкасов В.А.*
- 15<sup>40</sup> **Интеллектуальная система для поддержки принятия решений в диагностике патологии по рентгенограммам органов грудной клетки**  
*Староверов Н.Е., Карпов Н.А., Камышанская И.Г., Баранов И.М.*
- 15<sup>55</sup> **Круглый стол, посвященный вопросу организации ассоциации производителей рентгеновской техники**
- 16<sup>30</sup> **Торжественное закрытие конференции**

# ПЕРВЫЙ ОПЫТ ЭКСПЛУАТАЦИИ ПОРТАТИВНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА ПРИ РЕШЕНИИ ЗАДАЧ СУДЕБНОЙ ЭКСПЕРТИЗЫ

Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),

*Васильев А.Ю.* (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ),

*Троян В.Н.* (ГВКГ им. Н.Н.Бурденко), *Леонов С.В.* (ФГКУ «111 ГГЦСМИКЭ» МО),

*Блинов Н.Н.(м.)* (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ),

*Федоров Е.П.* (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Начало системным исследованиям в области методик применения малогабаритных рентгеновских аппаратов для медицинских целей в нашей стране было положено в 1989 году, когда большая группа сотрудников ЛОЭП «Светлана» и преподавателей ЛЭТИ была награждена премией Совета Министров СССР за «Разработку и внедрение в народное хозяйство и медицину микрофокусных рентгеновских трубок излучателей и аппаратов».

К сожалению, политический кризис 90-х годов и последовавший за ним кризис в отечественной промышленности привели к тому, что разработка и производство малогабаритных рентгеновских аппаратов на «Светлане» было свернуто. Однако в ЛЭТИ удалось сохранить устойчивый научный интерес к этой тематике исследований и дальнейшие разработки были продолжены преподавателями кафедры ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ» на базе малого предприятия Технопарка университета – ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед». Первым из серийно выпускаемых, уже лэтийских, малогабаритных рентгеновских аппаратов в портативном исполнении стал цифровой рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Стома». Портативный рентгеновский аппарат этого комплекса – «ПАРДУС-Р» хорошо зарекомендовал себя при съемке челюстно-лицевой области пациента вне рентгеновского кабинета. В общей сложности по сей день выпущено более 150 комплексов «ПАРДУС-Стома».

Параллельно разработке портативных рентгеновских средств рентгенографии уточнялась методика их применения в медицине.

Целью настоящих исследований явилось оценка диагностических возможностей моноблочного рентгеновского аппарата в портативном исполнении при проведении рентгенологических исследований в неспециализированных условиях в ходе массового поступления пострадавших.

К настоящему времени сформулированы принципиальные отличия методики съемки портативным рентгеновским аппаратом от традиционной рентгеновской съемки стационарными рентгеновскими аппаратами: *контактная рентгеновская съемка с уменьшенного фокусного расстояния на цифровой приемник рентгеновского изображения при повышенном напряжении на острофокусной рентгеновской трубке.*

В качестве источника рентгеновского излучения использовался портативный малогабаритный рентгеновский аппарат моноблочного типа РАП-120М-1Н (Ш). Максимальное напряжение – 120 кВ, ток – 1 мА, размер фокусного пятна рентгеновской трубки – 0.5×0.7 мм, вес – 4.2 кг. В качестве приемника рентгеновского изображения использовался автономный плоскопанельный детектор рентгеновского излучения. Формат

входного окна – 350×430мм, размер пикселя – 140 мкм. Рентгенологическое исследование проводилось без использования штатива. В ходе съемки рентгенлаборант держал моноблок в руках.



Рис. 1 Портативный рентгеновский аппарат РАП-120М-1Н (Ш).

В неспециализированных условиях профильного учреждения было исследовано около 20 биологических объектов. Каждому из них выполнено от 2-х до 4-х рентгеновских снимков. Ни на одном из полученных рентгеновских снимков динамическая нерезкость изображения не наблюдалась.

Уточненные физико-технические условия съемки портативным рентгеновским аппаратом в неспециализированных условиях, в зависимости от исследуемой области биологического объекта, составили:

- напряжение 60-80 кВ;
- экспозиция 0.1-0.4 мАс;
- кожно-фокусное расстояние 200-300 мм.

В целом полученные результаты показали высокую эффективность предложенной методики рентгеновской съемки портативным аппаратом для визуализации различных видов ранящих снарядов (пуль, осколков), а также входных и выходных отверстий, переломов костей и крупных гематом, что важно при сортировке пострадавших в условиях их массового поступления.

## **ИССЛЕДОВАНИЯ БЕРИЛЛА, СКРЫТОГО В СЛЮДИТЕ, ПРИ ЭНЕРГИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДО 600 КЭВ НА КТ-СРЕЗАХ**

***Комарский А.А., Пономарев А.В., Корженевский С.Р. (ИЭФ УрО РАН)***

Существует проблема определения рентгенографическим способом скрытых минералов в горных породах. В первую очередь это относится к определению скрытых драгоценных камней во вмещающей породе. Одна из сложностей заключается в том, что часто полезный минерал и содержащая его порода имеют близкий элементный состав, плотность, и, как следствие, рентгенопоглощающие свойства. Другая сложность заключается в том, что рентгеновские источники с напряжением до 150 кэВ, которые имеют подходящие массогабаритные характеристики и используются в промышленности, способны



просвечивать объекты небольших толщин, так как рентгеновское излучение с такими энергиями существенно ослабляется веществом.

Работа [1] ориентирована на определение алмазов в крошке из кимберлита. В работе применяются двухэнергетические методы обработки рентгеновских изображений как для проекционных изображений, так и для КТ-срезов. Эксперимент, проведенный в данной работе, является упрощенным, так как используемые фракции кимберлита имеют размерность около 1 мм, а алмаз – 2 мм, вследствие чего реальная плотность объекта гораздо меньше, чем плотность реальной породы. Сложно судить, какой оттенок имело бы изображение кимберлита с фракцией 2 мм, то есть схожей размерности с алмазом. К тому же это не самый сложный пример, так как алмаз состоит из одного химического элемента, хотя из-за высокой стоимости алмаза исследование имеет большую практическую значимость.

Задача по контрастному выделению полезных минералов имеет решение в том случае, когда рентгенопоглощающие свойства искомого объекта имеют значительные отличия от вмещающего вещества, например, костная структура в мягких тканях. Проводимые исследования по определению минералов в пустой породе выявили существенное ограничение по толщине исследуемых объектов.

В данной работе проведены эксперименты по увеличению контраста на КТ-срезах для берилла относительно вмещающей породы, которой является слюдит. Данные вещества будут применяться для экспериментов как одни из сложных в научном плане, так как берилл (в отличие от алмаза) и слюдит имеют сложный химический состав, близкие рентгенопоглощающие свойства, плотности и атомные номера. Стоит отметить, что данные исследования несут большую практическую значимость, поскольку драгоценный камень изумруд является разновидностью берилла. Для практического применения важно знать его размеры и расположение в породе, чтобы извлечь без повреждений.

В качестве источников, генерирующих рентгеновское излучение, применяются 2 импульсных рентгеновских источника [2] с разным пиковым напряжением, что позволит показать разницу в контрасте получаемых изображений для КТ. Генераторы высоковольтных импульсов в последнем контуре имеют полупроводниковый прерыватель тока (SOS) [3], который формирует конечный импульс напряжения. В электрической схеме отсутствуют газонаполненные разрядники, все элементы твердотельные.

Первый источник генерирует импульсы рентгеновского излучения с напряжением в максимуме 90 кВ, длительность импульса тока на полувысоте составляет 25 нс, частота следования до 5 кГц, энергия в импульсе около 0,4 Дж. Рентгеновская трубка коаксиального типа, анод имеет форму заостренного конуса, диаметр фокусного пятна составляет 1,2 мм.

Второй источник импульсного рентгеновского излучения имеет пиковое напряжение 600 кВ, длительность импульса тока на полувысоте составляет около 60 нс, энергия в импульсе достигает 50 Дж, импульсная рентгеновская трубка коаксиального типа, диаметр фокусного пятна составляет 3 мм.

Эксперимент проведен следующим образом. Смесь из измельченного слюдита с фракциями от 0,1 мм до 1 мм была залита в цилиндрическую форму с внутренним диаметром 32 мм. Форма изготовлена из пластика на 3D-принтере, как представлено на рисунке 1, а. В качестве образца исследования применяется берилл, вкрапленный в кусок

слюдита. Кусок с вкраплением берилла, показанный на рисунке 1, б, находится в смеси измельченного слюдита, где также присутствуют кусочки слюдита размерами до 5 мм.



Рис. 1. Установленная на шаговый двигатель форма, в которую залит раствор слюдита (а); берилл, внедренный в слюдит (б), залитый в форму.

В первом эксперименте применяется импульсный рентгеновский источник с пиковым напряжением 90 кВ. В работе [4] показан спектральный состав излучения для импульсных рентгеновских источников. Сделано две серии снимков при разных спектральных составах рентгеновского излучения при низкой энергии и при высокой. Напряжение источника не регулируется, и, соответственно, спектр, генерируемый рентгеновским источником, постоянен. Формирование жесткого спектрального состава обеспечивалось только применением рентгенопоглощающего фильтра, в данном случае используется 1 мм меди. Для получения полосы низкой энергии применяется фильтр из алюминия для отсекаания низкоэнергетических квантов (эффективно отсекает энергию до 30 кэВ), и математическим методом отсекается жесткое излучение, доля которого предварительно измерена. Расчеты учитывают и способность детектора регистрировать излучение разной энергии. В экспериментах применяется детектор VIVIX-V 2323D. Таким образом, спектральный состав излучения или полос излучения, выделенных из тормозного спектра, имеет максимум для полосы низкой энергии 47 кэВ и максимум для полосы высокой энергии 62 кэВ.

Образец установлен на шаговом двигателе, экспозиции получены при обороте образца на 360 градусов. Расстояние от источника до детектора составляет 500 мм, образец установлен на расстоянии 100 мм от детектора. Для дальнейшего получения КТ-срезов зарегистрировано 2 набора снимков для разных спектральных составов, имеющих максимумы как описано выше. Для каждого из наборов экспозиций, то есть полученных для полос с низкой и высокой энергиями, произведено обратное преобразование Радона. Преобразование выполнено с использованием языка Python и библиотек, имеющих открытый код. Таким образом, получены срезы для всего объекта исследования при разных энергиях.

Пример среза при пиковом напряжении 90 кВ, полученный при выделении энергетической полосы с максимумом 47 кэВ, представлен на рисунке 2, а, срез, полученный при выделении энергетической полосы с максимумом 62 кэВ, показан на рисунке 2, б.

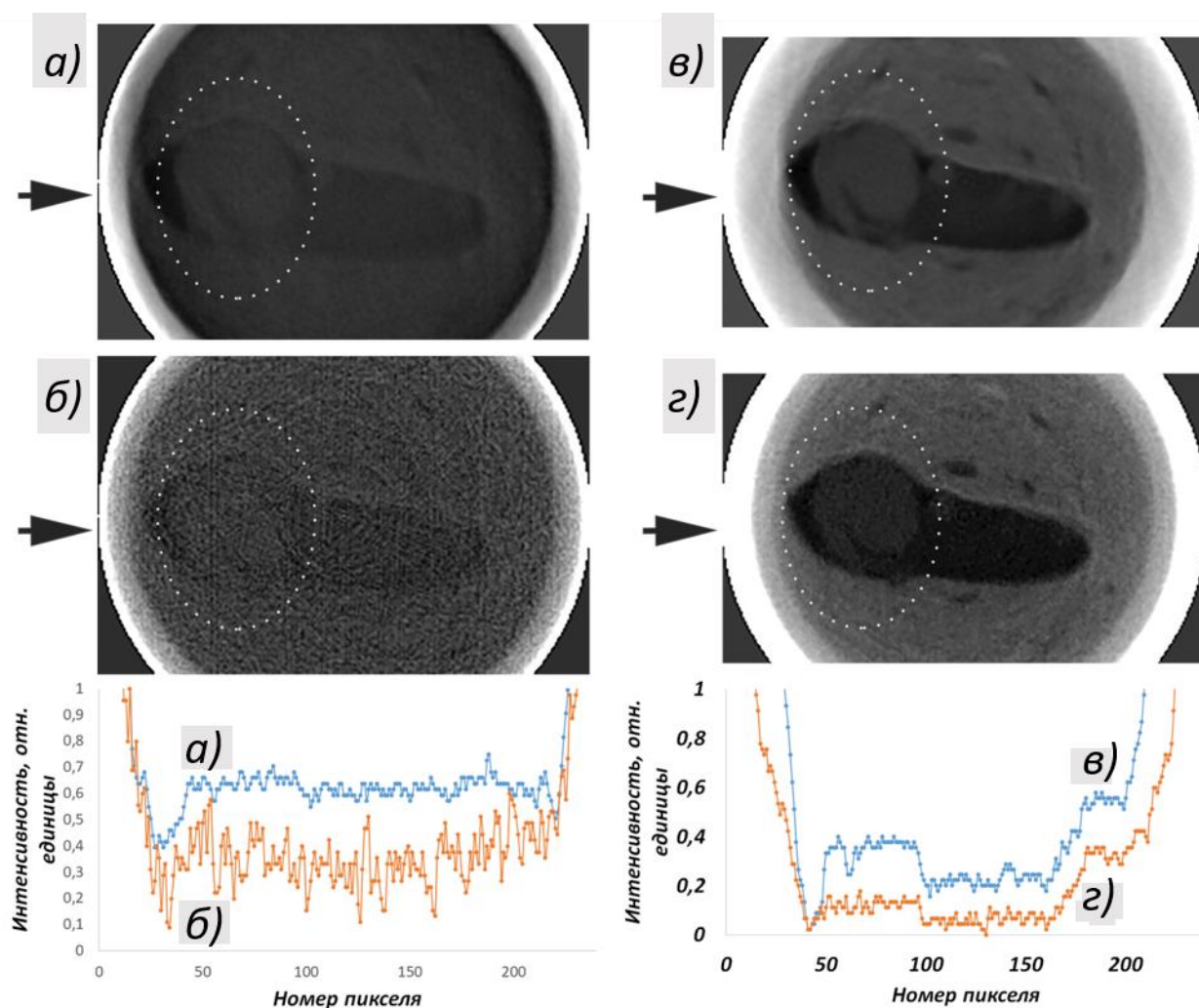


Рис. 2. Поперечные КТ-срезы куска слюдита с бериллом, внедренного в спрессованный порошок слюдита, диаметр 32 мм. Срезы получены при разных выделенных энергетических полосах: *а* – полоса с максимумом 47 кэВ; *б* – полоса с максимумом 62 кэВ; *в* – полоса с максимумом 80 кэВ; *г* – полоса с максимумом 200 кэВ.

Снизу показаны графики относительных интенсивностей для линий, указанных стрелками.

Область с бериллом выделена пунктирными линиями.

Подобный эксперимент проведен и на импульсном рентгеновском источнике с напряжением 600 кВ. Расстояние от источника до детектора в данном случае составляло 750 мм, между детектором и объектом исследования – 100 мм. Полоса низкой энергии, при которой получен первый набор срезов от данного источника, соответствует 80 кэВ максимуму, второй набор срезов получен для высокой энергии – с максимумом около 200 кэВ. На рисунке 2, *в* показан срез, полученный при выделении энергетической полосы с максимумом 80 кэВ, на рисунке 2, *г* показан срез, полученный при выделении энергетической полосы с максимумом 200 кэВ. Интенсивности изменения яркости по глубине объекта, указанные стрелками, представлены на рисунке 2 снизу. Из-за разных размеров фокусных пятен источников и разных расстояний масштабы на изображениях КТ-срезов, полученных в экспериментах с импульсными источниками с пиковым напряжением 90 кВ и 600 кВ, имеют отличия.

По графикам на рисунке 2 видно, что источник с энергией 600 кэВ позволяет эффективно выделять разную плотность исследуемых веществ. Область с бериллом, отмеченная пунктирной линией на срезах, наиболее значительно выделяется при энергии излучения порядка 80 кэВ (рис. 2, в). При жестком излучении, по оценкам составляющем около 200 кэВ, перепад яркости между пустой породой и бериллом составляет меньшее значение, как видно на рисунке 2, г и на графике ниже. На изображениях, полученных на источнике с пиковым напряжением 90 кВ, берилл выделяется менее контрастно. На срезе, полученном при энергетической полосе с максимумом 62 кэВ, перепад яркости между бериллом и пустой породой незначительный и наблюдается большое количество шумов, а при энергетической полосе около 80 кэВ, полученной на аппарате с пиковым напряжением около 600 кВ, наоборот контраст максимален, как видно из рисунков 2, б и 2, в.

Несмотря на то, что при низких энергиях рентгеновского излучения коэффициенты массового ослабления для берилла и слюдита максимально отличаются, на рисунках 2, а и 2, б контраст берилла по отношению к слюдиту мал. Это объясняется тем, что в толщине образца 32 мм поглощается большая часть падающего низкоэнергетического излучения, как следствие до детектора доходит малая часть. Высокие шумы на рисунке 2, б объясняются помимо поглощения излучения объектом исследования еще и тем фактом, что после фильтрации интенсивность излучения остается мала. В спектре импульсного источника с пиковым значением 90 кВ доля квантов с энергией выше 60 кВ невысокая, к тому же они также ослабляются фильтром, эффективно отсекающим низкоэнергетическое излучение. Увеличение энергии падающего излучения приводит к меньшему поглощению в образце, как следствие к увеличению разницы в яркости на срезах между бериллом и слюдитом, то есть достигается оптимальное значение, в данном случае это наблюдается при излучении с энергией около 80 кэВ. При повышении энергии излучения до 200 кэВ разница в контрасте между бериллом и слюдитом падает, это объясняется в первую очередь тем, что коэффициенты массового поглощения для данных веществ практически совпадают, при дальнейшем повышении энергии излучения их зависимости остаются близки.

При повышении энергии теряется информативность, но в то же самое время это должно дать возможность эффективно производить двухэнергетические преобразования как для проекционных изображений, так и для КТ-срезов. На следующем этапе исследований, помимо увеличения толщины исследуемых объектов, планируется провести двухэнергетические преобразования.

Результаты данного исследования могут быть распространены на другие вещества и минералы с целью увеличения контраста на рентгеновских проекционных и КТ-изображениях.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-79-10013.

#### Литература.

1. Firsching M., Nachtrab F., Muhlbauer J., Uhlmann N. Detection of enclosed diamonds using dual energy X-ray imaging // 18th World conference on Nondestructive Testing (WCNDT 2012). UK: British Institute of Non-Destructive Testing, 2012, vol. 1, pp. 1236-1242.

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

3. Rukin S.N. Pulsed power technology based on semiconductor opening switches: A review // Review of Scientific Instruments, vol. 91, iss. 1, art. 011501.

4. Комарский А.А., Корженевский С.Р., Комаров Н.А. Спектр излучения импульсных рентгеновских источников на основе полупроводникового прерывателя тока (SOS) // VII Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2020, с. 36-40.

## **ПРИМЕНЕНИЕ РЕНТГЕНОАБСОРБЦИОННОЙ АППАРАТУРЫ «ИЦ БУРЕВЕСТИК» ДЛЯ ОБОГАЩЕНИЯ ЗОЛОТОСОДЕРЖАЩИХ РУД Гоганов А.Д., Лукьянченко Е.М. (АО «ИЦ «Буревестник»)**

Компания «ИЦ Буревестник» в рамках диверсификации модельного ряда рентгеноабсорбционных аппаратов для обогащения алмазосодержащих руд проводит методические работы по опробованию этих установок для обогащения не алмазного минерального сырья. Так, в 2022 году проведена методическая работа по анализу золотосодержащих руд месторождения Вернинское рентгеноабсорбционным методом.

Вернинское месторождение по вещественному и минеральному составу принадлежит к кварцевой малосульфидной формации и относится к ее арсенопиритовому типу. Из литературных данных [1, 2] известно, что в этом месторождении минералом, ассоциированным с золотом, является пирит (сульфид железа,  $\text{FeS}_2$ ) и арсенопирит ( $\text{FeAsS}$ ). Задача сводилась к идентификации минералов пирита/арсенопирита в представительной выборке кусков породы в количестве 200 и 100 кусков. Общая масса этих кусков составила 49.8 кг. Крупность -60...+40 мм.

В ходе теоретических исследований было установлено, что ослабление рентгеновского излучения в  $\text{FeS}_2$  толщиной 1 мм приблизительно равно ослаблению в пустой породе толщиной 10 мм. Практически это означает, что в ходе натурального эксперимента сульфидный кластер внутри штуфа может быть достоверно определен.

Экспериментальная установка (рис. 1) была выполнена в виде измерительной камеры, которая содержала рентгеновскую трубку NDI-160-22 ( $U_{\text{выс}} = 160$  кВ,  $I_{\text{ан}} = 10$  мА) и цифровые двухэнергетические детекторные линейки серии X-card, фильтры первичного излучения для формирования эффективного спектрального состава этого излучения.

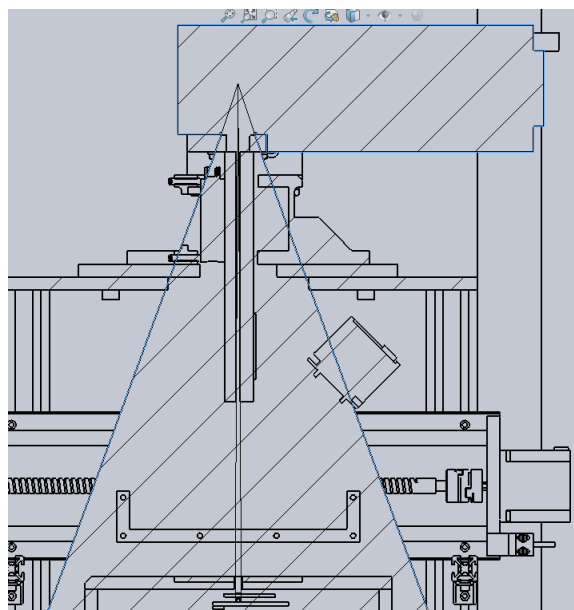


Рис. 1. Схема макета рентгеноабсорбционного сепаратора.

Работа сепаратора заключается в том, что исследуемый образец породы загружается на каретку, и каретка движется равномерно под узким лучом первичного облучающего излучения. Этот пучок сканирует исследуемый образец. Далее регистрируется интенсивность прошедшего через образец излучения позиционно-чувствительным детектором (ПЧД), расположенным под образцом. В зависимости от поглощающих свойств образца интенсивность прошедшего через образец излучения будет меняться от образца к образцу, а также в пределах одного образца от точки к точке. Все эти различия в поглощении излучения фиксируются ПЧД. Это позволяет количественно оценить, есть ли на пути пучка «плотное» включение, а также оценить его размеры. Результатом является рентгенографическое изображение образца (рис. 2) с градациями по интенсивности прошедшего излучения.



Рис. 2. Рентгенографическое изображение камня. Внутри камня частица с повышенным поглощением рентгеновского излучения.

Аппаратура позволяет провести скан, пересекающий отмеченное включение (рис. 3).

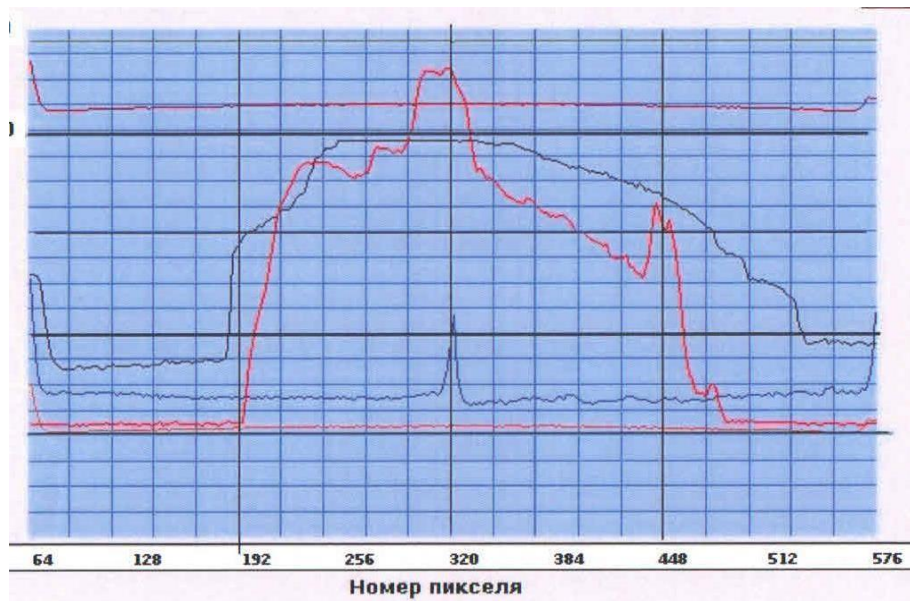


Рис. 3. Распределение интенсивности излучения, прошедшего сквозь реальный образец с включением.

На линии сканирования виден пик превышения интенсивности прошедшего сквозь камень излучения. Это и есть аналитический признак разделения в рентгеноабсорбционной сепарации, так как он свидетельствует о наличии внутри камня включения с аномальным поглощением излучения. Мы регистрируем этот признак и анализируем его. Сканируя по всему камню тонкими сканами, мы получаем представление о внутреннем устройстве камня. Однако пик на скане может быть обусловлен не включением пирита, а просто локальным увеличением толщины камня, что также приводит к увеличению поглощения и появлению максимума на скане. Создано программно-методическое обеспечение, которое позволяет разделить эти два эффекта и определять принадлежность пика к включению пиритов. Тогда появляется возможность определения площади камня, занятой пиритами, как это показано на рисунке 4.

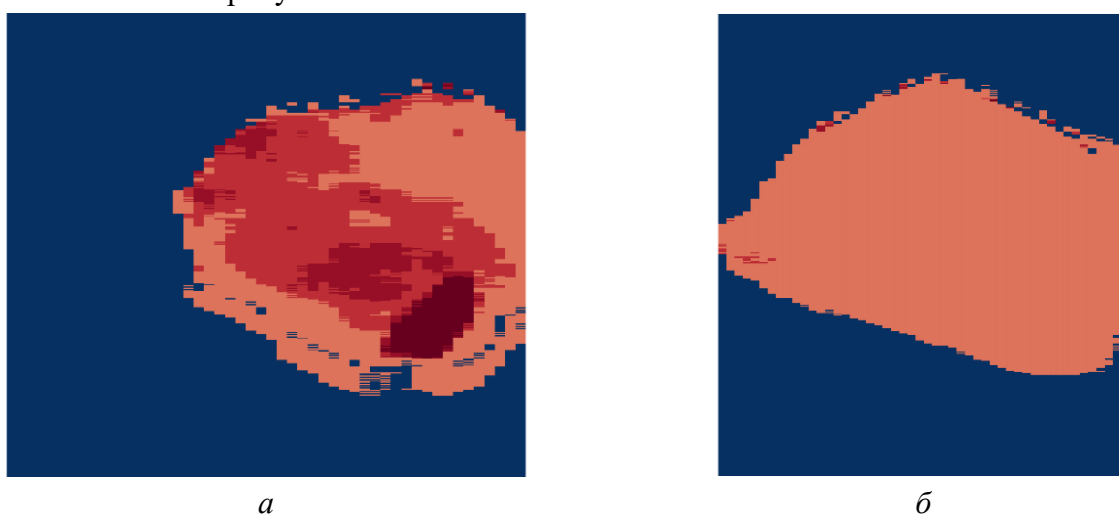


Рис. 4. Изображения с градацией по интенсивности: *а* – камней из группы сульфиды; *б* – пустого камня.

Далее строится отношение площади включения к площади всего камня и находится доля пиритного кластера (рис. 5).

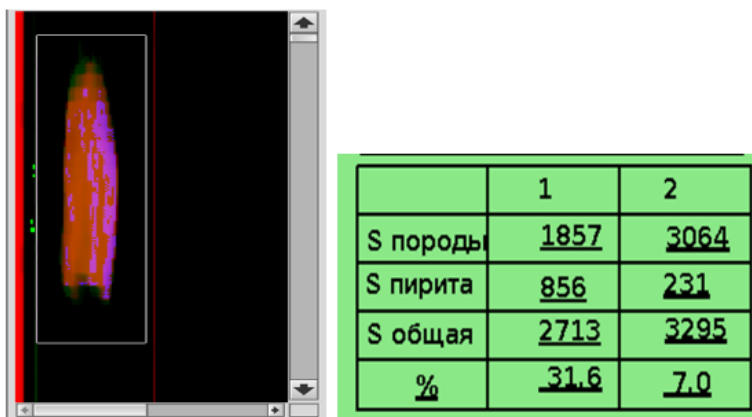


Рис. 5. Вывод данных в программе сепарации ИЦ «Буревестник».

На макете с описанным методико-программным обеспечением была проведена сепарация реальных камней с последующим пробирным анализом (рис. 6). Результаты положительно оценены специалистами по обогащению.



Рис. 6. Набор реальных камней Вернинского ГОК, использованных при опробовании макета рентгеноабсорбционного сепаратора ИЦ «Буревестник».

В настоящее время компания «Буревестник» имеет в своем арсенале два типа рентгеновского оборудования для обогащения алмазосодержащих руд: рентгенолюминесцентные и рентгеноабсорбционные сепараторы. Последние постепенно занимают нишу применения на обогатительных фабриках, в том числе не связанных с алмазной промышленностью.

#### Литература.

1. Кучеренко И.В., Гаврилов Р.Ю., Мартыненко В.Г., Верховин А.В. Петролого-геохимические черты околорудного метасоматизма в Вернинском золоторудном месторождении (Ленский район) // Известия Томского политехнического университета, 2012, т. 321, № 1, с. 22-33.
2. Волков А.В., Сидоров А.А. Геолого-генетическая модель месторождений золота карлинского типа // Литосфера, 2016, № 6, с. 145-165.



## ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ РЕНГЕНОГРАФИЯ КАК ИНСТРУМЕНТ УПРАВЛЕНИЯ ЗЕРНОВЫМ РЫНКОМ

*Архинов М.В. («СПб ФИЦ РАН»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),  
Тюкалов Ю.А. («СПб ФИЦ РАН»), Прияткин Н.С. (ФГБНУ АФИ), Староверов Н.Е.,  
Гук К.К., Грязнов А.Ю. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

В работе для визуализации и количественной оценки степени скрытой поврежденности зерна, полученного в производственных условиях наиболее эффективным методом является метод мягколучевой рентгенографии, использование которого дает возможность оценить как влияние на структуру зерновки биотических и абиотических факторов природного происхождения, так и абиотических факторов техногенной природы, связанных с визуализацией скрытых дефектов [1-3]. Результаты представлены в таблице 1.

Табл. 1. Рентгенографические показатели производственных партий зерна пивоваренного ячменя сорта Скарлетт, %

Регион возделывания	Тип повреждения		
	Сильная трещиноватость	ЭМИС	Повреждение клопом вредная черепашка
Тамбовская обл.	30.7	98.0	-
Ленинградская обл.	42.0	49.7	-
Краснодарский край	79.3	14.0	21.3
Саратовская обл.	57.7	22.0	5.7
Московская обл.	31.1	54.3	1.5
Ростовская обл.	51.3	44.3	16.0

Анализ полученных результатов показывает, что наиболее сильно абиотическое повреждение техногенного характера выявляется для зерна, полученного в Краснодарском крае, достаточно сильные повреждения выявлены для зерна, полученного в Ростовской и Саратовской областях (более 50%). В тоже время наиболее сильная поврежденность биотического характера на примере ЭМИС наблюдается для Тамбовской области (более 90%), а поврежденность клопом – вредная черепашка оказалась наиболее значительным для Краснодарского края (более 21%) и Ростовской области (более 16%).

Следует отметить, что используемый в наших исследованиях метод рентгенографии, с учетом усовершенствованной технологии отбора пробы и дешифрирования рентгенообразов зерновки позволяет не только достаточно надежно визуализировать ее внутренние особенности, но и при проведении анализов минимизировать влияние человеческого фактора. В результате этого достигается:

- высокая объективность контроля, особенно, при решении арбитражных вопросов, так как подделать рентгенограмму весьма сложно, особенно при использовании технологий электронной цифровой подписи;

- возможность организации текущего мониторинга качества и безопасности партий зерна, как непосредственно сразу после их получения, так и в процессе хранения.

Необходимо подчеркнуть, что изучение на уровне целостного организма такого уникального объекта живой природы как зерно, поиск путей управления его качеством и безопасностью на несколько порядков превосходит те знания, которые необходимы

для конструирования уникальной техники, ибо техника является творцом человеческой мысли, а такая живая система как зерно – творцом живой природы.

Разработав приемы усовершенствования технологий управляемого зернопроизводства, сельхозпроизводители зерна смогут получать высококачественное нетравмированное зерно, которое является уникальным продуктом, не имеющим аналогом в мировом зернопроизводстве. Это позволит отечественным производителям зерна обеспечить конкурентное преимущество на мировом зерновом рынке и обеспечить новую парадигму ценообразования при проведении купли-продажи и страховых операций на зерновой бирже.

Литература.

1. Микрофокусная рентгенография растений / Архипов М.В., Потрахов Н.Н. СПб.: Технолит, 2008. – 192 с.

2. Архипов М.В., Прияткин Н.С., Щукина П.А., Гусакова Л.П., Потрахов Н.Н., Малько А.М., Данилова Т.А., Плугатарь Ю.В., Макрушин Н.М.. Рентгенография в промышленном семеноводстве // Труды Кубанского государственного аграрного университета, 2020, № 3(84), с.48-60.

3. Архипов М.В., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Бессонов В.Б., Ободовский А.В., Староверов Н.Е. Рентгеновские компьютерные методы исследований структурной целостности семян и их значение в современном семеноведении // Журнал технической физики, 2019, т. 89, вып. 4, с.627-638.

## **ВИЗУАЛИЗАЦИЯ В ЦВЕТЕ ЧЕРНО-БЕЛЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

*Мазуров А.И., Денисов А.К. (НИПК «Электрон»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Для получения изображений различных объектов, кроме излучения в видимой части спектра, используются и другие виды электромагнитного излучения: инфракрасное, ультрафиолетовое, терагерцовое, рентгеновское. Большинство систем визуализации воспроизводят черно-белое изображение. При этом информация о спектральном составе сигнала в каждом пикселе изображения теряется. В ряде случаев черно-белые изображения кодируются цветом с целью использования свойств цветового зрения для улучшения дешифрирования, но это не может компенсировать потерю информации о параметрах спектров визуализируемых изображений, характеризующих их «цвет».

Колориметрическая система FED позволяет восполнить этот недостаток. Спектр изображений в невидимых участках электромагнитного излучения так же, как в видимом диапазоне, можно характеризовать числом квантов  $F$ , эффективно поглощенных за время кадра каждым пикселом детектора, энергией кванта  $E$  и дисперсией этой энергии  $D$ . Такую визуализацию в цвете невидимых изображений электромагнитного спектра, у которого энергия квантов  $\varepsilon = h\nu$  больше  $kT$ , можно реализовать в детекторах счета фотонов с определением энергии каждого кванта. Здесь  $\varepsilon$  – энергия кванта,  $h$  – постоянная Планка,  $\nu$  – частота волны кванта,  $k$  – постоянная Больцмана,  $T$  – абсолютная температура.

Для решения данной задачи системы визуализации в цвете изображений различных диапазонов спектра электромагнитного излучения регистрируют число фотонов  $F(x,y)$  за время кадра в каждом пикселе и их суммарную энергию  $E(x,y)$ , вычисляют средние значения числа фотонов  $\bar{F}(x,y)$ , энергии  $\bar{E}(x,y)$  и дисперсии  $\bar{D}(x,y)$  этой энергии. Далее цифровые сигналы  $F(x,y)$ ,  $E(x,y)$ ,  $D(x,y)$  нормируют к их максимальным значениям  $\bar{F}_{max}(x,y)$ ,  $\bar{E}_{max}(x,y)$  и  $\bar{D}_{max}(x,y)$  в поле изображения и подают на устройство матрицирования для определения видеосигналов  $U_R(x,y)$ ,  $U_G(x,y)$  и  $U_B(x,y)$  красного R, зеленого G и синего B каналов монитора.

Видеосигналы  $U_R(x,y)$ ,  $U_G(x,y)$  и  $U_B(x,y)$  вычисляют с помощью системы уравнений:

$$\begin{cases} \frac{\bar{F}(x,y)}{\bar{F}_{max}(x,y)} = L_R U_R(x,y) + L_G U_G(x,y) + L_B U_B(x,y), \\ \frac{\bar{E}(x,y)}{\bar{E}_{max}(x,y)} \bar{\varepsilon}_w = L_R U_R(x,y) \bar{\varepsilon}_R + L_G U_G(x,y) \bar{\varepsilon}_G + L_B U_B(x,y) \bar{\varepsilon}_B, \\ \frac{\bar{D}(x,y)}{\bar{D}_{max}(x,y)} \bar{\varepsilon}_w^2 = L_R U_R(x,y) \bar{\varepsilon}_R^2 + L_G U_G(x,y) \bar{\varepsilon}_G^2 + L_B U_B(x,y) \bar{\varepsilon}_B^2. \end{cases}$$

Здесь  $L_R, L_G, L_B$  – относительные яркостные коэффициенты в колориметрической системе монитора;  $\bar{\varepsilon}_R, \bar{\varepsilon}_G, \bar{\varepsilon}_B$  и  $\bar{\varepsilon}_R^2, \bar{\varepsilon}_G^2, \bar{\varepsilon}_B^2$  – средние и среднее квадратичное значение энергии световых потоков фотонов красного, зеленого и синего каналов монитора;  $\bar{\varepsilon}_w, \bar{\varepsilon}_w^2$  – среднее и среднее квадратичное значение энергии фотонов белого цвета монитора.

Указанные величины определяют по соотношениям:

$$\begin{aligned} \bar{\varepsilon}_R &= \frac{\int \bar{r}(\varepsilon) \varepsilon d\varepsilon}{\int \bar{r}(\varepsilon) d\varepsilon}, \bar{\varepsilon}_G = \frac{\int \bar{g}(\varepsilon) \varepsilon d\varepsilon}{\int \bar{g}(\varepsilon) d\varepsilon}, \bar{\varepsilon}_B = \frac{\int \bar{b}(\varepsilon) \varepsilon d\varepsilon}{\int \bar{b}(\varepsilon) d\varepsilon}, \\ \bar{\varepsilon}_R^2 &= \frac{\int \bar{r}(\varepsilon) \varepsilon^2 d\varepsilon}{\int \bar{r}(\varepsilon) d\varepsilon}, \bar{\varepsilon}_G^2 = \frac{\int \bar{g}(\varepsilon) \varepsilon^2 d\varepsilon}{\int \bar{g}(\varepsilon) d\varepsilon}, \bar{\varepsilon}_B^2 = \frac{\int \bar{b}(\varepsilon) \varepsilon^2 d\varepsilon}{\int \bar{b}(\varepsilon) d\varepsilon}, \\ \bar{\varepsilon}_w &= L_R \bar{\varepsilon}_R + L_G \bar{\varepsilon}_G + L_B \bar{\varepsilon}_B, \\ \bar{\varepsilon}_w^2 &= L_R \bar{\varepsilon}_R^2 + L_G \bar{\varepsilon}_G^2 + L_B \bar{\varepsilon}_B^2, \end{aligned}$$

где  $\bar{r}(\varepsilon), \bar{g}(\varepsilon), \bar{b}(\varepsilon)$  – удельные координаты колориметрической системы монитора.

В перечисленных соотношениях интегрирование осуществляют по всему диапазону энергий фотонов видимого участка спектра света.

Литература.

1. «Увидеть невидимое». Сборник научных трудов. Вып. 3 / под ред. Мазурова А.И., Михайловой Ю.Ю. СПб.: ООО «СПб. СРП „Павел” ВОГ», 2017.
2. Мазуров А.И., Раевская К.А. Квантовая модель низшей метрики цвета // Биомедицинская радиоэлектроника, 2013, № 1, с. 45-47.
3. Блинов Н.Н., Мазуров А.И. Визуализация медицинских изображений в цвете // Медицинская техника, 2013, № 5(281), с. 1-3.
4. Мазуров А.И. Параметрическая колориметрическая система FED(E) // 15-я научно-техническая конференция «Медико-технические технологии на страже здоровья «МЕДТЕХ-2013»: сборник трудов. М.: ФГБОУ ВПО МГТУ им Н.Э. Баумана, 2013, с. 78-80.

# ЦИФРОВОЙ ТОМОСИНТЕЗ ДЛЯ АНАЛИЗА КАЧЕСТВА ТЕПЛООВОГО КОНТАКТА В ПЕЧАТНЫХ ПЛАТАХ

Устинов А.О. (ПРОДИС.НДТ)

Цифровой рентгеновский томосинтез, или, как иногда его называют, планарная томография, является информативным методом диагностики в медицинской технике, в первую очередь в маммографии [1], во вторую – в общей рентгенологии органов грудной клетки или костей черепа [2].

Применение данного метода в промышленной дефектоскопии также известно, хотя и менее распространено, чем конусно-лучевая томография. Томосинтез, в силу особенности схемы захвата исходных данных, наиболее полезен при исследовании плоских объектов. В связи с этим его реализация часто встречается в системах рентгеновской инспекции печатных плат и электронных сборок.

Задачей данного исследования является проверка применимости метода к анализу эффективности теплоотвода между электронным компонентом и печатной платой.

Томосинтез проводился на системе рентгеновской инспекции собственного производства «ПРОДИС.Электро» [3], обладающей следующими характеристиками: источник рентгеновского излучения Hamamatsu L10321 (100 кВ, 4 Вт, фокальное пятно 5 мкм), детектор рентгеновского излучения ПРОДИС.Марк (пиксель 49,5 мкм, 114x145 мм, 6,7 МП, сцинтиллятор CsI). Коэффициент геометрического увеличения составил 7 крат. Полное расстояние детектор – источник составило 222 мм.

Захват проекций осуществлялся в следующем режиме: 36 проекций, 8 кадров усреднения, биннинг 1x1. Длительность экспозиции подбиралась в зависимости от анодного напряжения и фильтрации для достижения средней яркости в зоне интереса не менее 5000 единиц (по 16-битной шкале). Плата расположена в центре карбонового поддона толщиной 1 мм. Детектор перемещался в телесном угле 3,2 стерадиан, «облетая» область интереса на печатной плате.

Для захвата проекций и реконструкции использовалось собственное программное обеспечение proDIS, изображения сохранялись без использования постобработки в 16 бит. После захвата проекции дополнительно совмещались по маркеру из области интереса (свинцовый шарик размером 0,5 мм) с субпиксельным масштабированием. К исходным данным применялся метод расчета проекций на основе алгоритма томосинтеза SAA (shift-and-add).

Алгоритм SAA является простым и не требовательным к ресурсам вариантом анализа трехмерной структуры объекта за счет схемы сложения проекций со смещением. Реализация алгоритма для одномерного перемещения системы источник – объект – детектор изображена на рисунке 1 [4]. В нашем случае схема перемещения являлась круговой с фиксированным положением источника.

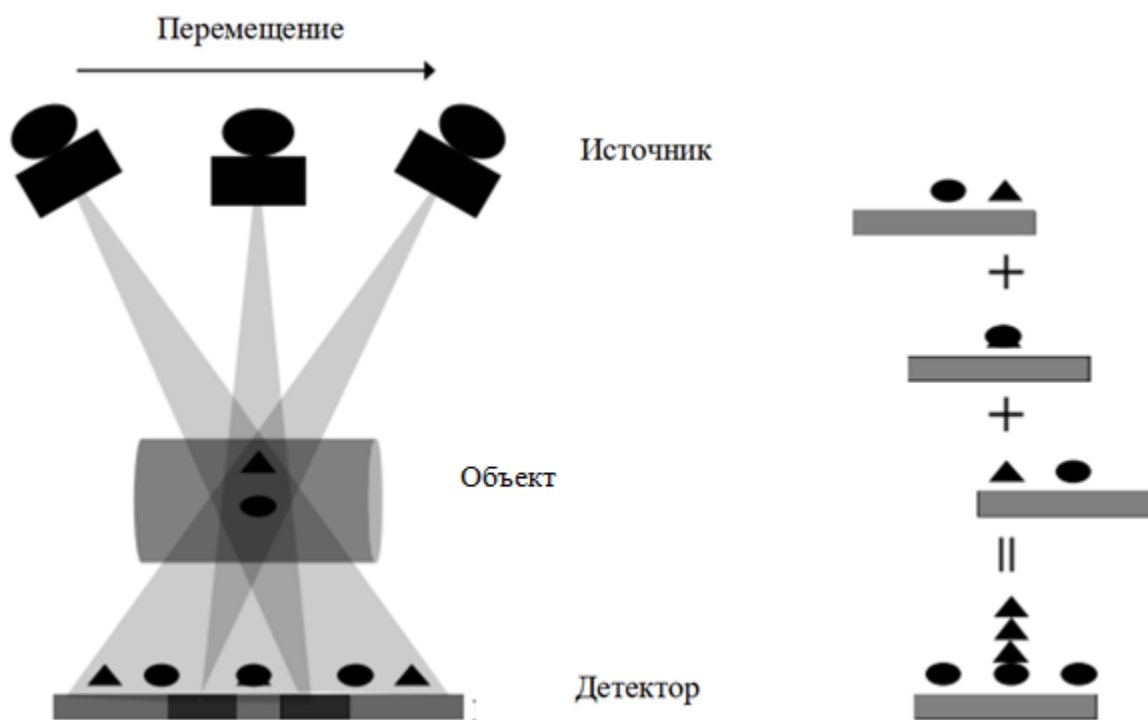


Рис. 1. Схема SAA томосинтеза для одномерного перемещения.

В рамках эксперимента необходимо было проанализировать площадь паяного соединения между электронным компонентом и печатной платой, которая напрямую влияет на эффективность отведения избыточного тепла. Критичность данного расчета обуславливается сложными условиями эксплуатации изделия в безвоздушной среде. Обычный рентгеновский снимок не позволял рассчитать площадь, так как электронные компоненты установлены методом двустороннего монтажа и контактные площадки заслоняют друг друга (рис. 2).

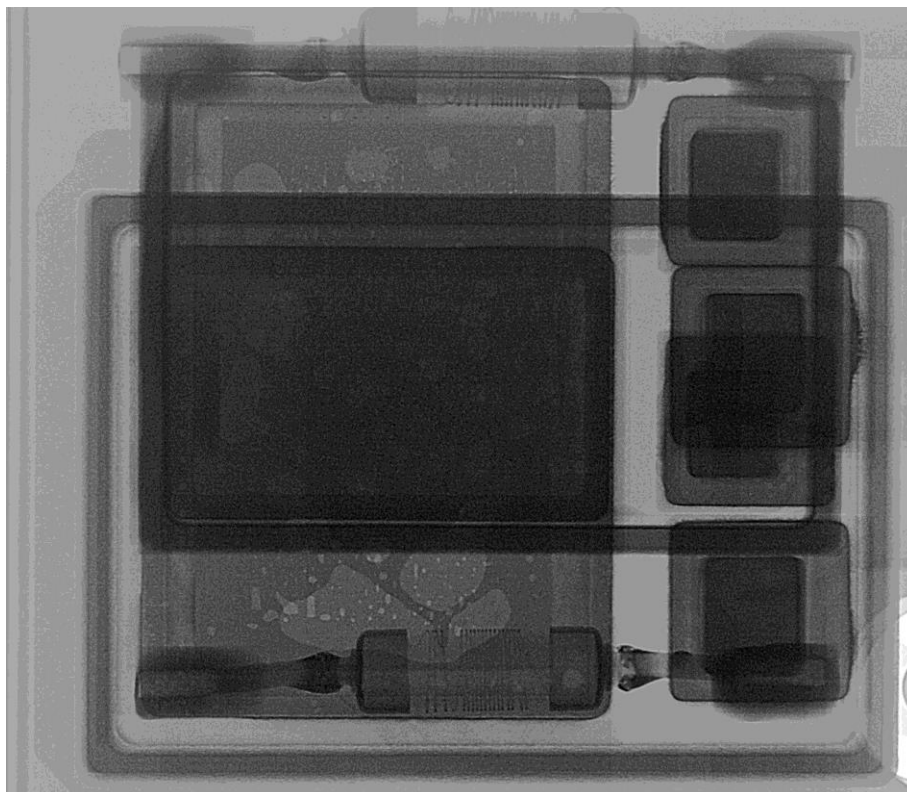


Рис. 2. Исходное изображение платы с двусторонним монтажом компонентов.

Метод томосинтеза позволил получить серию изображений различных слоев печатной платы, шаг слоя составил 5 мкм. На рисунке 3 изображены верхняя и нижняя контактные площадки электронных компонентов, находящихся друг под другом. Для удобства расчета степени отведения тепла применен автоматический алгоритм выделения пустот в паяльной пасте по порогу. Алгоритм оценивает общую пористость относительно площади контактной площадки (первое значение) и площадь наибольшей поры (второе значение). Красным выделена максимальная пора, превышающая порог в 5 % от контактной площадки.

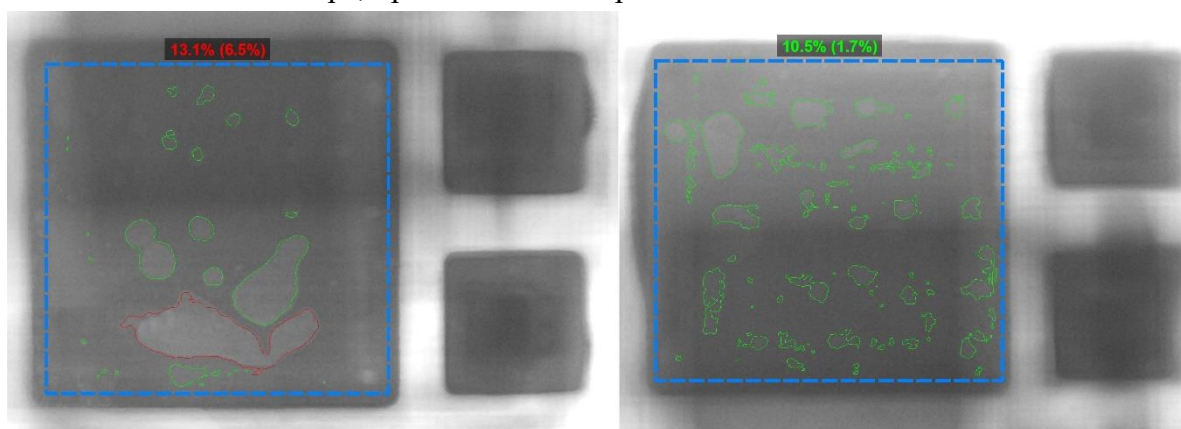


Рис. 3. Изображения верхнего и нижнего слоя монтажа компонентов, полученные методом томосинтеза.

Таким образом, задача анализа теплоотвода успешно решена.

Литература.

1. Высоцкая И.В., Заболотская Н.В., Летягин В.П., Лактионов К.П., Чубарова К.А., Левкина Н.В. Современные возможности диагностики патологии молочных желез // Опухоли женской репродуктивной системы, 2015, т. 11, № 1, с. 18-26.
2. Никитин М.М. Возможности цифрового томосинтеза в диагностике различных форм туберкулеза легких // Российский электронный журнал лучевой диагностики, 2016, т. 6, № 1, с. 35-47.
3. Устинов А.О. Разработка системы рентгеновской инспекции электронных узлов с микрофокусным излучателем // Радиопромышленность, 2018, т. 28, № 4, с. 52-58.
4. Gomi T., Hirano H., Nakajima M. and Umeda T. X-ray digital linear tomosynthesis imaging // Journal of Biomedical Science and Engineering, 2011, vol. 4, iss. 6, pp. 443-453.

## **КТ-РЕКОНСТРУКЦИЯ. ПРОГРАММНЫЕ OEM РЕШЕНИЯ ПОСЛЕ УХОДА VGSTUDIO, CERA И AVIZO ИЗ РОССИИ**

**Авакян А.К. (ПРОДИС.НДТ)**

В марте 2022 года международные производители программного обеспечения компьютерной томографии приостановили реализацию новых лицензий в России. С рынка ушли VGSTUDIO (Volume Graphics), CERA (Siemens), AVIZO (Thermo Fisher Scientific). Рентгеновский компьютерный томограф – аппаратно-программный комплекс, а как известно,

наличие программной реконструкции и визуализации является обязательным условием функционирования оборудования. В связи с этим возникают следующие проблемы:

- производители российских томографов вынуждены искать новые OEM решения на замену ушедшим;
- пользователи импортных томографов в перспективе нескольких лет рискуют остаться без лицензионного ПО, что делает дорогостоящую систему неработоспособной;
- пользователи из научно-исследовательской среды столкнутся с ограничениями в доступе к образовательным лицензиям.

С точки зрения российского производителя оборудования, критически важно наличие интегрированного в систему многофункционального ПО реконструкции и визуализации, соответствующего требованиям рынка – быстрое действие при работе с данными высокого разрешения, простота в эксплуатации для оператора, методологическая поддержка пользователя.

В связи с этим весной 2022 года команды ПРОДИС.НДТ и Unicore Solutions начали совместную разработку программного OEM решения КТ-реконструкции, позволившего уже к сентябрю решать задачи заказчиков.

Функционал программного обеспечения КТ условно разделяется на три уровня, которые могут реализовываться как последовательно в рамках обработки одного набора данных, так и независимо друг от друга при работе с готовыми данными:

- томографическая реконструкция рентгеновских проекций в объеме вокселей;
- графическое отображение объема вокселей в формате для визуального восприятия и анализа оператором;
- автоматизированный анализ высокого уровня (сегментация, подсчет объемов, пористость и др.).

Разработка ведется в порядке приоритета, совпадающем с перечисленными уровнями, так как, с одной стороны, реконструктор является продуктом первой необходимости, с другой – команда Unicore Solutions имеет наработки и компетенции в данном направлении [1]. Визуализация и анализ, до момента реализации в собственном ПО, выполняются в сторонних программах со свободным доступом, таких как ImageJ и TomViz [2, 3].

Разрабатываемый реконструктор реализует алгоритм на основе FDK для конусно-лучевой КТ, однако поддерживаются и произвольные траектории получения проекций, такие как спиральная и планарная томография. Низкоуровневая оптимизация позволяет обрабатывать проекции с плоскопанельных детекторов разрешением до 27 МП, 16 бит, число проекций на объект до 3600 с суммарным объемом входных данных до 200 Гб. В ПО встроена автоматизированная коррекция метаданных о геометрии съемки на основе датасета проекций. Предусмотрены подавление кольцевых и спектральных артефактов. Имеется возможность реконструкции выбранной области интереса. Достигнуто быстрое действие реконструкции не хуже импортных ПО в сравнении на идентичных ЭВМ, в том числе благодаря оптимизации импорта/экспорта данных в память.

Обеспечение сходимости реконструированных КТ-срезов требует описания геометрических параметров томографа, таких как расстояния фокус – детектор и фокус – ось вращения, координаты проекции изоцентра вращения на детектор, углы поворота детектора

в пространстве. Готовое программное решение должно калибровать параметры геометрии автоматически, без участия оператора. Данный механизм решено реализовать в три этапа. На первом этапе по проекциям специализированного фантома параметры геометрии томографа измеряются с низкими требованиями к точности [4]. На втором этапе непосредственно перед реконструкцией в ПО на основе снятого датасета проекций объекта и полученных на первом этапе начальных приближений автоматически решается задача оптимизации параметров геометрии, при этом параметры считаются неизменными для каждой проекции датасета. На третьем этапе реализуется прецизионная коррекция параметров геометрии для каждой проекции датасета с учетом возможных локальных девиаций геометрии, таких как вибрации, дрейф фокусного пятна, температурные колебания.

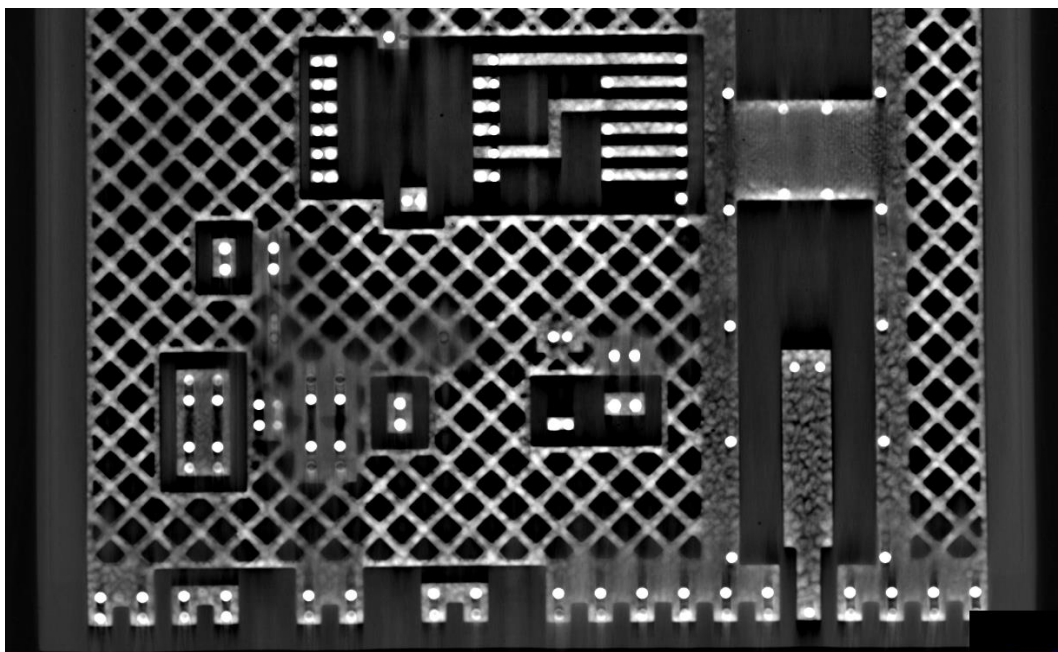
Стандартом визуализации объема вокселей является синхронное отображение 3D-рендера объема и трех 2D-сечений ортогональными плоскостями. При этом подавляющее большинство задач визуального анализа решается по 2D-сечениям, а 3D-рендер выполняет вспомогательную функцию. Необходимый минимальный набор функций обеспечивает комбинация программ ImageJ и Tomviz, основным техническим требованием к использованию которых является наличие достаточного объема оперативной памяти на ЭВМ.

Быстродействие – основное техническое требование к разрабатываемому визуализатору. В ПО будет обеспечен отклик на действия оператора в режиме реального времени для объема  $3000^3$  вокселей в формате 16 бит общим размером до 54 Гб. Планируется реализовать отображение трех взаимно ортогональных 2D-сечений, построение 3D-рендера объема вокселей, а также возможность сечения объема 2D-плоскостью под произвольно заданным углом. Предусматривается наличие базовых функций обработки изображений, а именно настройка гистограммы отображения (яркость, контраст), в том числе автоматизированная, математические операции (биннинг в объеме, матричная фильтрация изображений, преобразования формата битности данных), экспорт данных в различных форматах, в том числе анимированных.

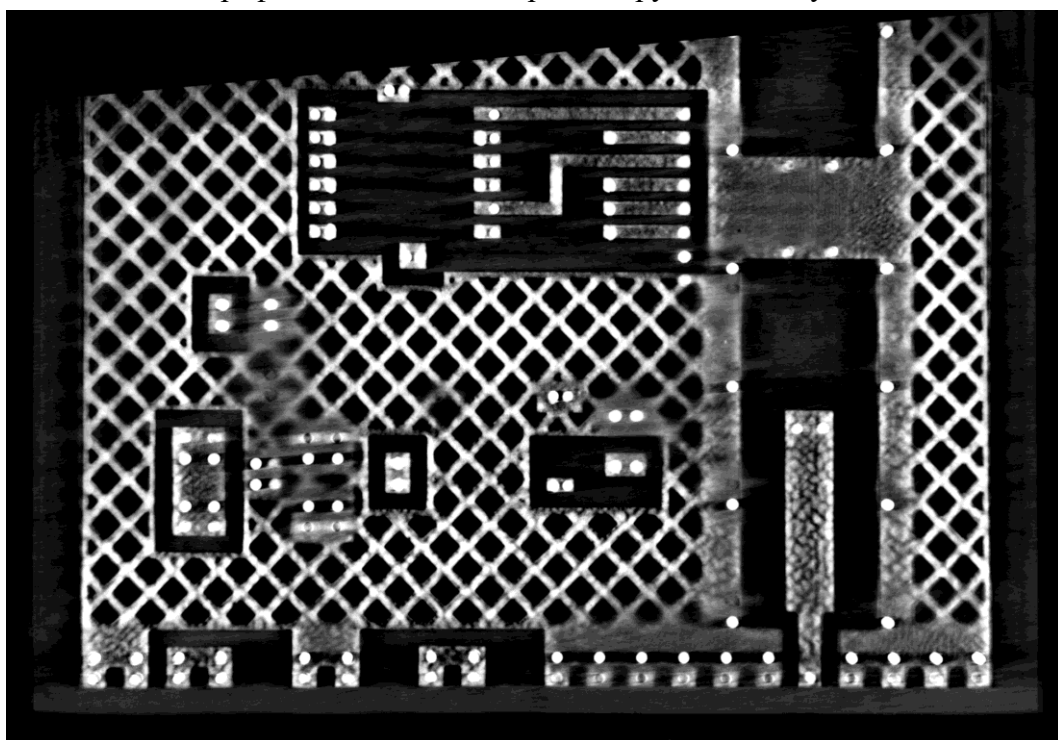
Автоматизированный анализ воксельной структуры на сегодня является задачей на перспективу. Планируется использовать наработки анализа 2D-изображений, а именно анализ площади пустот паяных соединений и BGA, счетчики компонент и др.

Апробация разрабатываемых решений проводилась в том числе для обработки входящих запросов на OEM программные решения от заказчиков. В июле – сентябре 2022 г. была выполнена демонстрация оборудования для компании, использующей импортный томограф в комбинации в VGStudio MAX (окончание лицензии ожидается в конце 2022 года), решающей задачи реверс-инжиниринга и контроля качества радиочастотных керамических микромодулей. На рисунке 1 сравниваются срезы томограммы одного микромодуля. В первом случае съемка производилась на иностранном томографе, реконструкция и визуализация – в VGStudio. Во втором случае съемка производилась на томографе ПРОДИС.Компакт, реконструкция – в ПО proDIS, визуализация – в ImageJ. С точки зрения заказчика, задача исследования решена, при этом стоимость системы ПРОДИС.НДТ ниже в 3 раза.





*а* – съемка на томографе Nikon XT H 320, реконструкция и визуализация в VGStudio.



*б* – съемка на томографе ПРОДИС.Компакт, реконструкция в ПО proDIS, визуализация в ImageJ.

Рис. 1. Сравнения срезов реконструированного объема радиочастотного микромодуля.

#### Литература.

1. Титов М.М. Применение GPU для обработки рентгеновских снимков и томографической реконструкции // VIII Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2021, с. 40-44.

2. Сайт ПО ImageJ обработки и анализа изображений / URL: <https://imagej.nih.gov/ij/index.html>. Дата обращения: 25.10.2022.

3. Сайт проекта Tomviz для визуализации КТ данных / URL: <https://tomviz.org>.  
Дата обращения: 25.10.2022.

4. Ferrucci M., Leach R., Giusca C., Carmignato S. and Dewulf W. Towards geometrical calibration of x-ray computed tomography systems – a review // Measurement Science and Technology, 2015, vol. 26(9), art. 092003.

## **ДВУХЭНЕРГЕТИЧЕСКАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ: ОТ ЭКСПЕРЕМЕНТАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ К ПРИМЕНЕНИЮ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ**

***Васильев А.Ю., Наумова Д.И. (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ)***

Двухэнергетическая рентгенография (ДЭР) – перспективная методика исследования, позволяющая последовательно получить две рентгенограммы, выполненных при высоком и низком анодных напряжениях, и построить на их основе реконструированные изображения мягких и костной тканей [1]. Методика была предложена с целью минимизации эффекта суммации теней, что является одним из основных ограничений стандартной рентгенографии [2].

Целью данной работы была оценка возможности и ограничения ДЭР при исследовании тест-объекта, формулирование основных направлений применения изучаемой методики в клинической практике.

Для оценки ДЭР в визуализации тканей различной плотности был разработан фантом, имитирующий строение шеи взрослого человека (рис. 1).

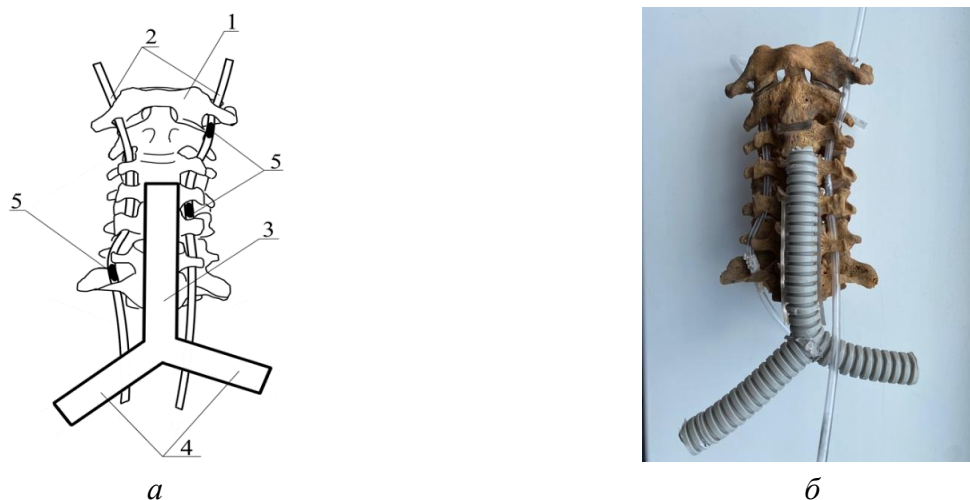


Рис. 1. Схема (а) и фотография (б) фантома: 1 – шейные позвонки; 2 – позвоночные артерии; 3 – трахея; 4 – главные бронхи; 5 – кальцинированные атеросклеротические бляшки.

Экспериментальное исследование выполнялось на рентгеновских аппаратах «УниКоРД-МТ» (АО «МТЛ», Россия), «FDR AcSelerate» (Fujifilm Medical System, Япония) и на цифровой маммографической системе «Amulet Innovality» (Fujifilm Medical System, Япония) с использованием физико-технических параметров, рекомендованных производителями.

В ходе работы было проанализировано 9 изображений фантома. При изучении серии рентгенограмм, полученных на аппаратах «УниКоРД-МТ» (АО «МТЛ», Россия), «FDR AcSelerate» (Fujifilm Medical System, Япония), отмечается достаточно эффективное подавление костных элементов на реконструированных изображениях мягких тканей в виде частичного удаления поперечных отростков, сглаживания структуры тел позвонков и боковых масс. В соответствии с рисунком 2, *а* и рисунком 3, *а* в структуре правой позвоночной артерии в обоих случаях отмечались нечеткие, сглаженные очертания пролонгированной (более 2,5 см) кальцинированной атеросклеротической бляшки. На рисунке 2, *в* и рисунке 3, *в* определялись выраженные артефакты в виде «зернистости», которые не позволяли оценить костные структуры фантома. Однако мелкие элементы, такие как бляшки в позвоночных артериях, визуализировались более интенсивно, чем на стандартных рентгенограммах.

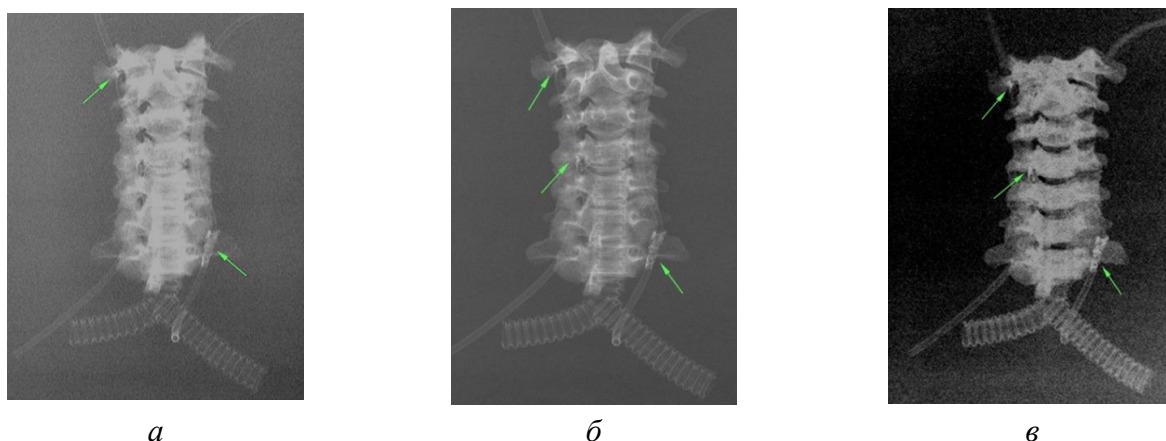


Рис. 2. Серия рентгенограмм фантома, полученная на аппарате «УниКоРД-МТ» (АО «МТЛ», Россия): *а* – мягкотканое изображение; *б* – стандартная рентгенограмма; *в* – костное изображение. Стрелками отмечены атеросклеротические бляшки.

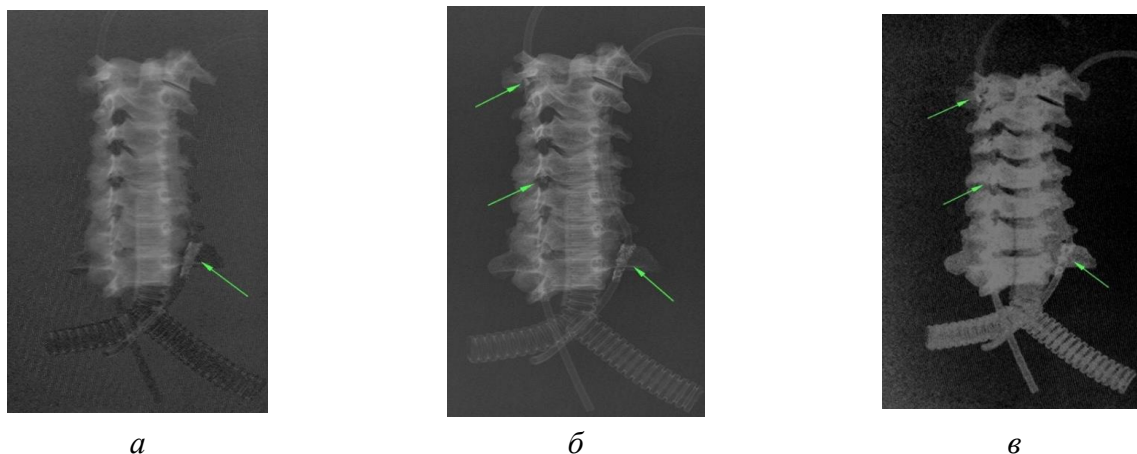


Рис. 3. Серия рентгенограмм фантома, полученная на аппарате «FDR AcSelerate» (Fujifilm Medical System, Япония): *а* – мягкотканое изображение; *б* – стандартная рентгенограмма; *в* – костное изображение. Стрелками отмечены атеросклеротические бляшки.

Наиболее показательные результаты были получены при проведении ДЭР на цифровой маммографической системе «Amulet Innovality» (Fujifilm Medical System, Япония), что объясняется более высокой пространственной разрешающей способностью приемника маммографа в сравнении со стационарным рентгеновским аппаратом (рис. 4).

Определяется полное «удаление» кальцинированных атеросклеротических бляшек на отдельном изображении мягких тканей (рис. 2, *а*). На реконструированных костных изображениях визуализируется подавление структур более низкой плотности (позвоночные артерии, главные бронхи) (рис. 2, *в*).

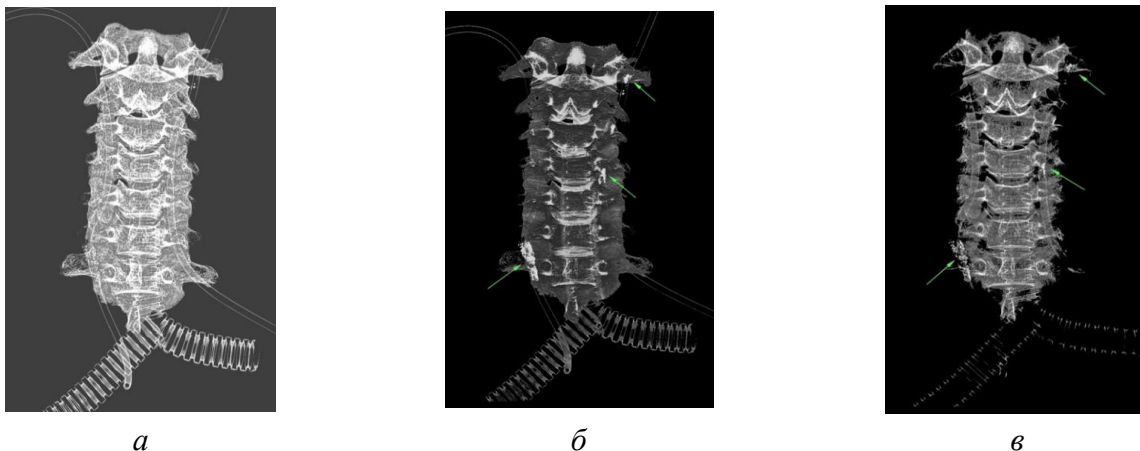


Рис. 4. Серия рентгенограмм фантома, полученная на аппарате «Amulet Innovality» (Fujifilm Medical System, Япония): *а* – мягкотканое изображение; *б* – стандартная рентгенограмма; *в* – костное изображение. Стрелками отмечены атеросклеротические бляшки.

Таким образом, данное исследование проводилось с использованием рентгеновской техники различных производителей, что опровергает теорию о связи полученных результатов с конкретной моделью рентгеновского аппарата. ДЭР позволила в большинстве случаев эффективно «разделить» ткани фантома различной плотности, повысить контрастность мелких плотных структур на реконструированных изображениях. Однако артефакты в виде «зернистости» на отдельных изображениях костной ткани затрудняли интерпретацию рентгенограмм и могли привести к диагностическим ошибкам, что связано с недостаточно эффективным алгоритмом обработки изображений. Исходя из полученных результатов, разрешающая способность приемников стационарных рентгеновских аппаратов недостаточна для исследования малых структур, поэтому на данный момент ДЭР рекомендована к диагностике крупных анатомических областей, например, органов грудной клетки (рис. 5).



Рис. 5. Рентгенограммы органов грудной клетки: *а* – мягкотканое изображение; *б* – стандартная рентгенограмма; *в* – костное изображение.

Литература.

1. Васильев А.Ю., Наумова Д.И., Алексеева О.М., Нечаев В.А., Шунков Ю.Е., Дабагов А.Р., Петухова Н.Ю., Вяткина Е.И. Возможности методики двухэнергетической рентгенографии при рентгеновских исследованиях органов грудной клетки // Радиология – практика, 2021, № 1(85), с. 14-22.

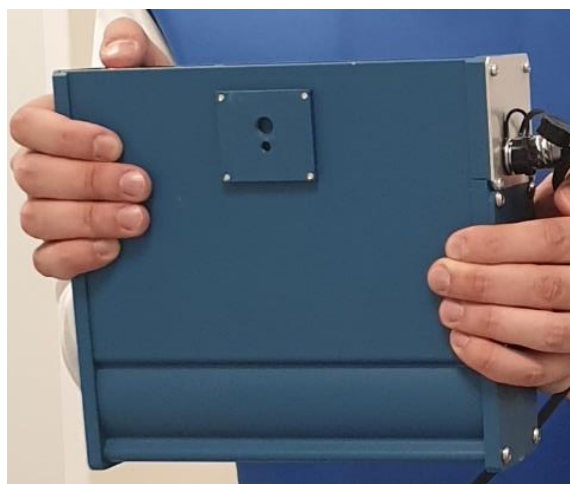
2. Устинов А.О., Дабагов А.Р. Параметры реконструкции изображений в технологии двухэнергетической рентгенографии // Медицинская техника, 2018, № 3(309), с. 51-54.

## ИТОГИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПО ИЗУЧЕНИЮ МАЛОГАБАРИТНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА ДЛЯ ВОЕННО-ПОЛЕВОЙ РЕНТГЕНОЛОГИИ

*Блинов Н.Н. (м.) (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ),  
Потрахов Н.Н., Федоров Е.П., Макаренко Н.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Цель исследования – изучение функциональных возможностей рентгеновского аппарата в портативном исполнении при проведении рентгенологических исследований основных частей тела для использования в условиях СВО.

В качестве источника рентгеновского излучения использовался переносной малогабаритный рентгеновский аппарат моноблочного типа РАП-120М-1Н III весом 4,2 кг (рис. 1).



*а*



*б*

Рис. 1. Переносной малогабаритный рентгеновский аппарат моноблочного типа РАП-120М-1Н III: *а* – вид при съемке «с рук», *б* – вид спереди.

Идентифицировались инородные тела различного происхождения: стекло, свинец, сталь, дерево, пластик, фрагменты костей (рис. 2).



Рис. 2. Инородные тела различного происхождения, имитирующие осколки.

Исследование проводилось в три этапа. На первом этапе проводили исследование на биологическом объекте, расположив инородные тела в хаотичном порядке. Далее эти же инородные тела располагались на нижней конечности в проекции костей голени добровольца, в том числе с использованием гипсовой повязки поверх инородных тел.

На втором этапе проводили исследование на антропометрическом фантоме. Была произведена съемка грудной клетки и плечевого сустава. В качестве приемника рентгеновского изображения на первых двух этапах использовался автономный плоскопанельный детектор.

На третьем этапе аппарат был протестирован на еще двух детекторах: ДПРС 4343 и ДПРС 2430 (рис. 3 и 4). Съемка велась «с рук», на весу.

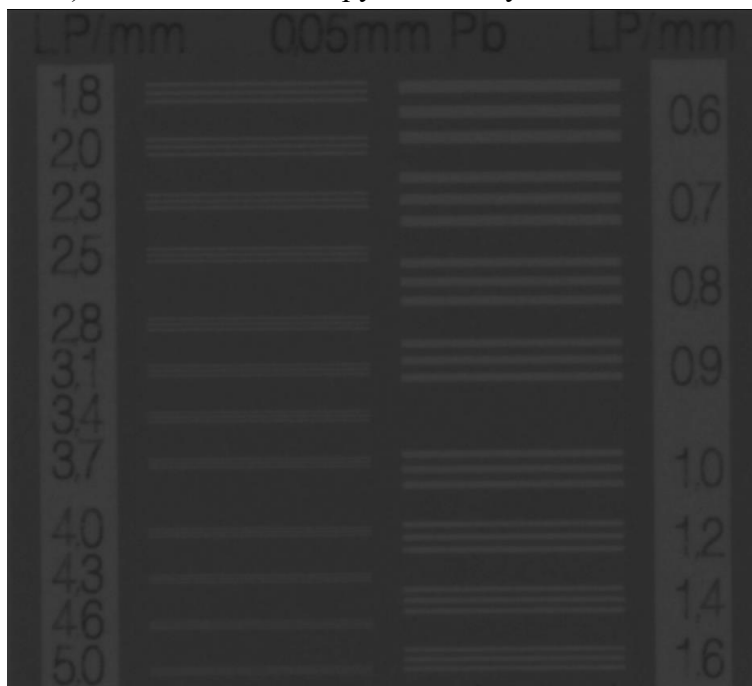


Рис. 3. Снимок миры на детектор ДПРС 2430.

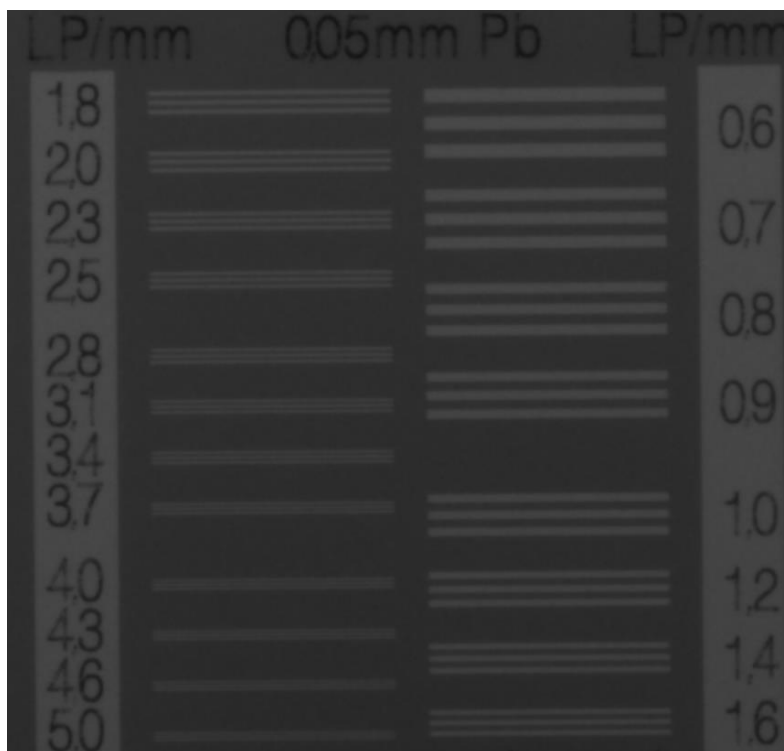


Рис. 4. Снимок миры на детектор ДПРС 4343.

На первом этапе установлено, что деревянные инородные тела визуализировались плохо, что потребовало корректировки условий съемки. При съемке на структурах голени *in vivo* все инородные тела визуализировались удовлетворительно. Физико-технические условия съемки на живом объекте были следующими: напряжение – 70 кВ, экспозиция составляла от 0,15 до 0,3 мАс, кожно-фокусное расстояние – около 300 мм. При съемке на антропометрическом фантоме грудной клетки были подобраны оптимальные условия для съемки грудной клетки и суставов, составившие: напряжение – 70 кВ, кожно-фокусное расстояние – около 300 мм, экспозиция от 0,1 до 0,4 мАс для грудной клетки и от 0,2 до 0,3 мАс для плечевого сустава.

Кроме того, съемка на данном виде оборудования позволила получить качественные изображения костной структуры и наиболее часто встречающихся инородных тел. Благодаря тому, что аппарат имеет небольшой вес – 4,2 кг, полностью отсутствовала на изображении динамическая нерезкость, несмотря на проведение съемки без использования штатива – «с рук». Также была выявлена необходимость конструктивных улучшений – добавления лазерного центриатора и ремней-ручек для надежного удержания моноблока при съемке в неспециализированных условиях.

На втором этапе при съемке на антропометрическом фантоме было выяснено, что при данных условиях хорошо визуализировались все структуры грудной клетки: легочные поля, легочный рисунок, корни легких, диафрагма, синусы, сердце и аорта; при съемке плечевого сустава четко визуализировались суставные поверхности, суставная щель, краевые участки кости плеча и лопатки с ключицей и прилегающие к суставу плеча ткани.

На третьем этапе было выяснено, что при съемке на различных детекторах получаются снимки удовлетворительного качества, а динамическая нерезкость не оказывает значимого влияния на качество получаемых изображений.

Таким образом, эксперимент показал высокий потенциал использования рентгеновского аппарата моноблочного типа для локализации инородных тел при необходимости проведения съемки в максимально короткие сроки, что делает потенциально возможным применение данного аппарата для решения задач военно-полевой рентгенологии.

## **КОМПЬЮТЕРНАЯ ПРОГРАММА АВТОМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА КАЧЕСТВА СЕМЯН ОВОЩНЫХ КУЛЬТУР «СОРТСЕМКОНТРОЛЬ-2»**

***Мусаев Ф.Б. (ФГБНУ ФНЦО),***

***Белецкий С.Л. (ВНИИКП – филиал ФГБНУ «ФНЦПС им. В.М. Горбатова» РАН),***

***Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

Семена в растениеводстве являются начальным продуктом, от их качества зависит успех всего производства. Современные высокоточные земледельческие технологии рассчитаны на применение однородных семян с высокой полевой всхожестью. В настоящее время оценка посевных качеств семян в контрольно-семенном деле проводится в основном стандартными морфометрическими методами (ГОСТ 12042-80; ГОСТ 12041-82; ГОСТ 12038-84). Несомненно, стандартные методы анализа качества семян отличаются точностью анализа и дают заключение о степени лабораторной всхожести семян. Однако эти методы не в полной мере отвечают современным требованиям семеноводства ввиду малой информативности.

Инструментально-биофизические методы позволяют выявить недостатки внутренней структуры семян путем получения новой информации об их качестве. Одним из таких методов является микрофокусная рентгенография семян, позволяющая визуализировать их внутреннюю структуру [1, 2].

Семена овощных культур ранее не подвергались системному рентгенографическому анализу, однако их большое видовое разнообразие приводит к необходимости проведения тщательных исследований семян.

В совместной работе сотрудников ФГБНУ ФНЦО, ФГБНУ «Агрофизический научно-исследовательский институт», СПбГЭТУ «ЛЭТИ» и ФГБУ Научно-исследовательский институт проблем хранения Росрезерва разработан метод анализа качества семян овощных культур – рентгенография семян, новый инструментально-биофизический метод, отличающийся высокой информативностью, быстротой и легкостью исполнения, а также сохранностью анализируемой пробы семян [3].

В настоящее время ведется работа по автоматизации метода рентгенографического анализа качества семян. Разработана вторая версия компьютерной программы рентгенографического анализа семян «СортСемКонтроль-2.0».

В эксперименте использовались семена 14 образцов огурца различного происхождения, разных лет урожая и разных мест репродукции. В СПбГЭТУ «ЛЭТИ» совместно с ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» (технопарк СПбГЭТУ «ЛЭТИ») разработан и изготовлен аппаратно-программный комплекс для автоматического рентгенографического анализа семян. Пробоподготовка, режим и условия съемки соблюдены в соответствии



с методическими указаниями [4]. Распознавание снимков, идентификация объектов и считывание дефектов проводилось с помощью программы автоматического контроля выполненности семян овощных культур «СортСемКонтроль-1.0» [5].

Ниже приведены технические параметры программы для ЭВМ «СортСемКонтроль-2.0» для анализа цифровых рентгенограмм семян огурца:

- тип ЭВМ: IBM PC совместимый ПК;
- язык: C++ ОС: WindowsXP и выше;
- объем программы: 2,1 Мб.

На рисунке 1 приведен интерфейс программы «СортСемКонтроль-2.0».

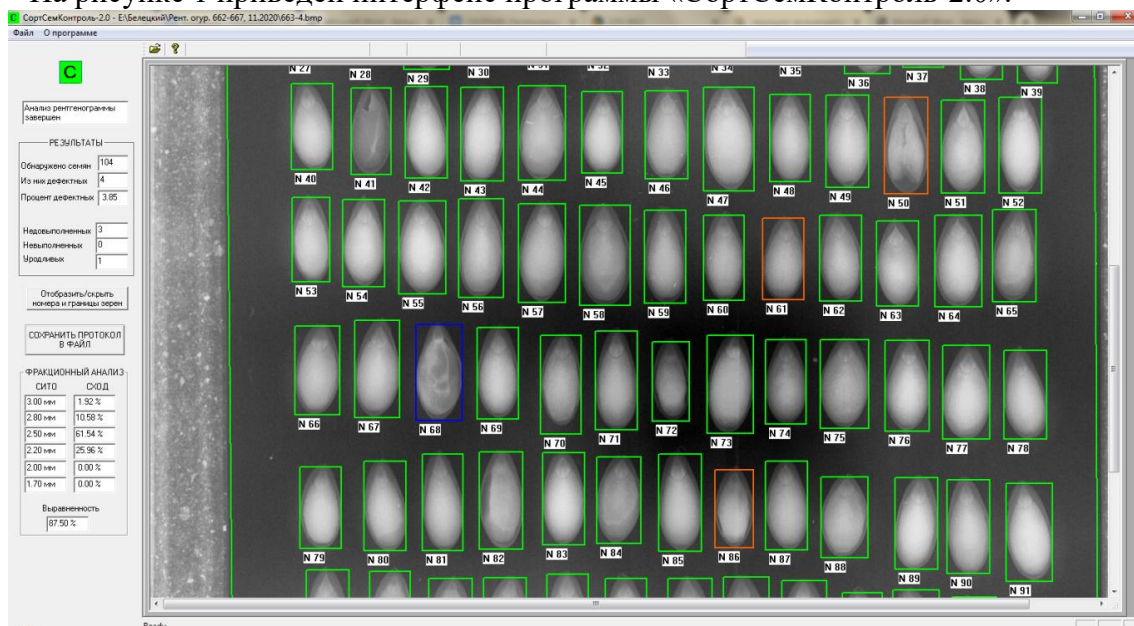


Рис. 1. Один из этапов автоматического рентгенографического анализа семян огурца.

В основу анализа заложен принцип разной степени поглощения рентгеновского излучения разными частями семян: более плотные участки объекта поглощают излучение, рыхлые структуры его пропускают. Оценка проводится по шкале аддитивной цветовой модели RGB. За единицу измерения яркости изображения принимается шаг дискретизации яркостной компоненты сигнала изображения в диапазоне от 0 до 255.

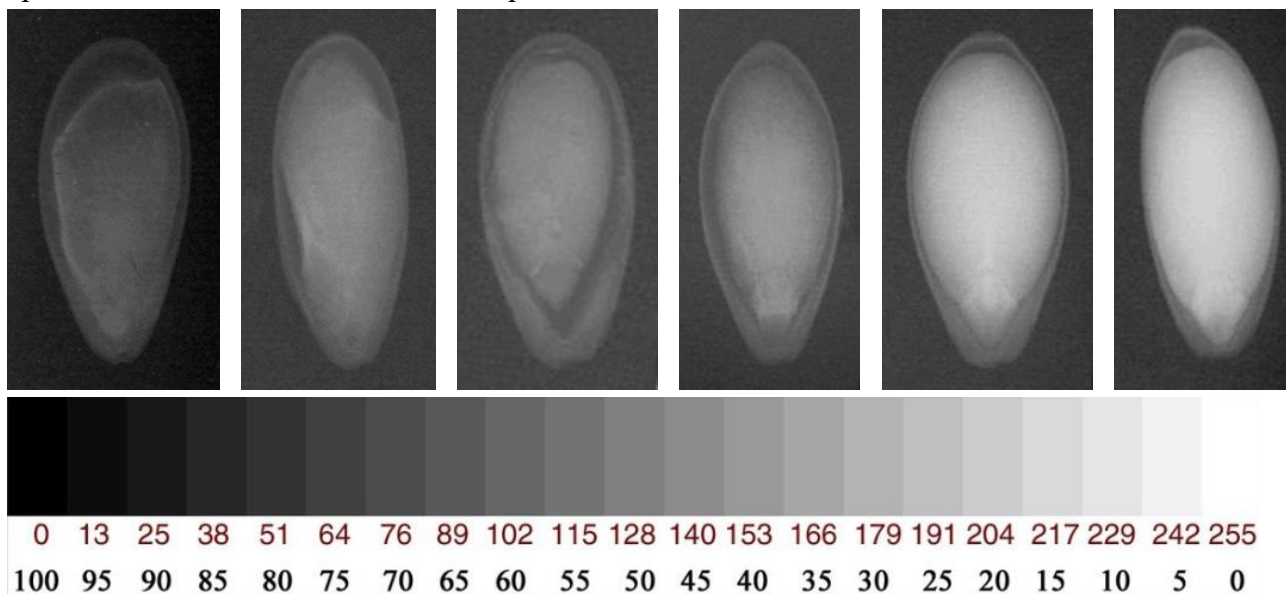


Рис. 2. Пример оценки семян по оптической плотности внутренней структуры.

На рисунке 2 приведен пример яркостной характеристики семян огурца, определенной по шкале аддитивной цветовой модели. На рисунке отчетливо видно, что чем выше оптическая плотность объекта, тем его изображение более выполненное, полноценное. Можно заключить, что визуальная оценка объекта совпадает с результатами цифрового анализа.

На основе вышеприведенного принципа программа считывает дефекты и недостатки внутренней структуры семян. Они выделены в группы: зеленой рамкой выделяются полноценные семена (рис. 3, *а*), оранжевая рамка указывает на рыхлую внутреннюю структуру семян, с неполным запасом питательной ткани, т. н. «недовыполненные» семена (рис. 3, *б*), «невыполненные» семена окаймлены красной рамкой (рис. 3, *в*), еще одна группа – «уродливые, асимметричные» семена – выделяются синей рамкой (рис. 3, *г*).

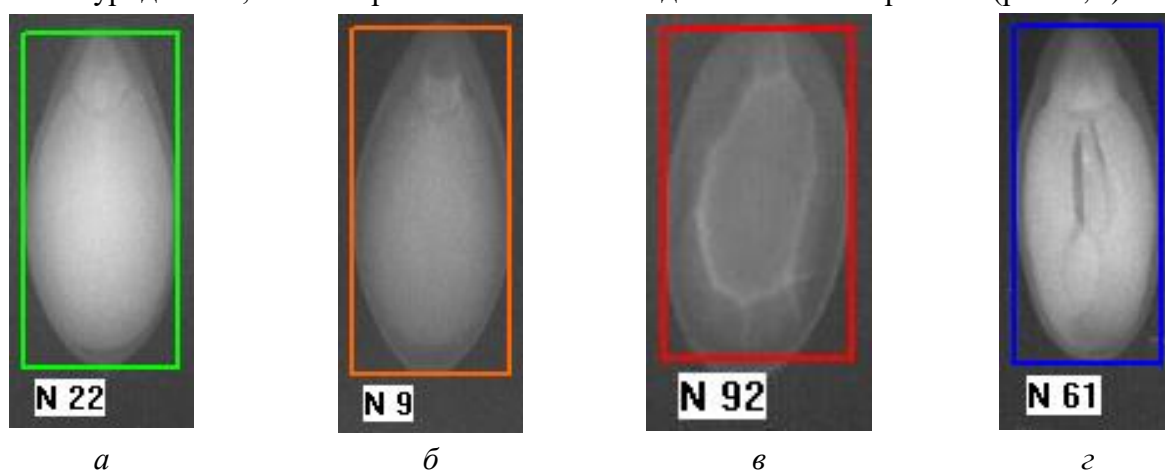


Рис. 3. Основные рентгенпризнаки семян огурца в программе «СортСемКонтроль-2.0»:

*а* – полноценные, *б* – недовыполненные, *в* – невыполненные, *г* – уродливые.

Разработана и протокольная часть программы: по итогам автоматического рентгенографического анализа семян формируется протокол, который содержит в себе данные по количеству анализируемых семян: общему, дефектных (по группам); также протокол содержит показатели линейных размеров семян. Кроме того, в протоколе отражены результаты фракционного анализа (табл. 1). Линейные размеры фракций семян также подкорректированы и оптимизированы. Выровненность партии семян определяется по количеству двух наибольших смежных фракций.

Разработка режима пакетной обработки рентгенограмм значительно ускоряет процесс анализа. Поэтому во второй версии компьютерной программы рентгенографического анализа семян «СортСемКонтроль-2.0» были исправлены следующие недостатки предыдущей версии:

1. Улучшено распознавание программой семян по ряду качественных показателей: полноценные, недовыполненные, невыполненные, уродливые.
2. Устранены программные ошибки, когда невыполненные семена могли быть приняты за фон съемки.
3. Улучшена выравниваемость семян.
4. В протокол анализа внесены изменения по размерам фракций семян.

Табл. 1. Пример протокола автоматического рентгенанализа семян.  
**ФГБНУ «Федеральный научный центр овощеводства»**  
**Лабораторно-аналитический и испытательный отдел**

143080, Московская область, Одинцовский район, поселок ВНИИССОК,  
ул. Селекционная, д. 14, тел. +7(495)599-22-77, Email vniissok@mail.ru

**Автоматический экспресс-анализ качества семян по рентгенограммам**

**ПРОТОКОЛ ИСПЫТАНИЙ**

№

от «14» апреля 2022 г.

Заказчик:	Семенная база ФНЦО
Наименование образца:	Семена огурца, сорт Водолей
Сопроводительная информация образца:	Товарная партия
Идентификационная информация:	
Методика испытаний:	Автоматический экспресс-анализ качества семян по рентгенограммам
Средства получения рентгенограмм:	Автоматический экспресс-анализ качества зерна по рентгенограммам на рентгенустановке ПРДУ-02
ПО для автоматического анализа:	Программа для ЭВМ «СортСемКонтроль-2.0» (свидетельство о государственной регистрации программы №2022619972, 27.05.2022).

**РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПЫТАНИЙ**

**Общая информация:**

Всего идентифицировано семян:	70
Семян без дефектов:	70 (100.0 %)
Средняя длина (мм):	6.7
Средняя ширина (мм):	2.3
Средняя площадь (мм кв.):	15.4

**Информация об обнаруженных дефектах:**

Тип дефекта	Число, штук	Доля, %
Невыполненных	2	1.4
Недовыполненных	1	0.7
Уродливых	0	0.0

**Фракционный анализ:**

Выравненность: 74.2% (сита 3.8 мм, 4.0 мм)

Сход	Сход, %
4.0 × 20 мм	27.1 %
3.8 × 20 мм	47.1 %
3.5 × 20 мм	24.3 %
3.2 × 20 мм	1.4 %
3.0 × 20 мм	0.0 %
2.7 × 20 мм	0.0 %

Программа «СортСемКонтроль-2.0» прошла апробацию на кафедре электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ» и получила свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ 2022619972, 27.05.2022.

Литература.

1. Архипов М.В., Прияткин Н.С., Колесников Л.Е. Прогнозирование урожайности и устойчивости к болезням мягкой пшеницы с использованием методов интроскопического анализа зерна // Известия Санкт-Петербургского государственного аграрного университета, 2016, № 44, с. 21-27.

2. Потрахов Н.Н., Архипов М.В., Тюкалов Ю.А., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Журавлева Е.В. Новые методические подходы при проведении комплексной оценки качества семян // Бюллетень Государственного Никитского ботанического сада, 2019, № 132, с. 114-119.

3. A brief atlas of radiographic signs of vegetable seeds / Musaev F.B., Beletskiy S.L., Potrakhov N.N. Moscow: Publishing house «DeLi plus», 2018. – 52 p.

4. Рентгенографический анализ качества семян овощных культур: метод. указания / отв. сост. Мусаев Ф.Б. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015. – 42 с.

5. Патент № 2018616484 Российская Федерация. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программа для автоматического контроля выполненности семян овощных культур «СортСемКонтроль-1.0»: заявл. 16.04.2018: опубл. 01.06.2018 / Белецкий С.Л., Мусаев Ф.Б., Желудков А.Г., Антошкина М.С., Потрахов Н.Н.

## **ИДЕНТИФИКАЦИЯ ВЕЩЕСТВ НА 2D-РЕНТГЕНОГРАММАХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНФОРМАЦИИ ОБ ЭНЕРГИИ $\gamma$ -КВАНТОВ**

*Абдельшакур Э.С., Лапкин А.В., Рожков В.А., Соценский Р.В., Шелков Г.А. (ОИЯИ)*

В настоящее время 2D-рентгенография и рентгеновская 3D-томография широко используются в качестве методов визуализации и неразрушающего исследования внутренней структуры в медицине, промышленности, геологии и др. До недавних пор детекторы рентгеновского излучения, применяемые для рентгенографии и РТ, создавались с использованием двухступенчатой (сцинтиллятор и фотоприемник) системы регистрации рентгеновских гамма-квантов. Такие детекторы надежно работают, но имеют один неустранимый недостаток – невозможность регистрировать и анализировать каждый отдельный гамма-квант (Single Photon Counting). Такие детекторы позволяют измерять только распределение интегральной интенсивности в плоскости детектора.

Стремительное развитие микроэлектроники позволило разработать пиксельные микросхемы, совмещающие аналоговую часть и часть оцифровки и передачи в компьютер полученной информации в пикселе размером 50-100 мкм. Это позволило создать гибридный полупроводниковый детектор, состоящий из полупроводникового сенсора (Si, GaAs, GdTe, CZT и т. п.), в котором происходит прямая регистрация рентгеновского гамма-кванта и пиксельной микросхемы с возможностью счета одиночных фотонов, позволяющих задать один или несколько энергетических порогов регистрации и, фактически, измерить энергию зарегистрированного фотона. Использование подобных детекторов дает возможность

получить дополнительную информацию о спектре излучения, прошедшего через исследуемый объект. Эта информация обычно используется для идентификации материалов при вычислительной реконструкции в 3D-томографии.

В данной работе исследуется возможность идентификации тяжелых материалов на плоских 2D-рентгенограммах, используя энергетическую информацию в гибридном пиксельном полупроводниковом детекторе с сенсором из кремния толщиной 300 мкм и микросхемой Medipix3RX.

Для проведения измерений в прямой пучок рентгеновской трубки непосредственно перед детектором был собран тестовый объект из трех тонкостенных пластиковых трубочек диаметром 5 мм. Трубки наполнили растворами, содержащими гадолиний (Gd), лантан (La) и йод (I). Концентрации растворов подбирались таким образом, чтобы суммарный коэффициент поглощения рентгеновского излучения был одинаковым во всех трех трубочках (рис. 1, а). Анализируя данные, полученные при нескольких энергетических порогах регистрации гамма-квантов, было выработано три критерия для выделения каждого из трех исследуемых растворов.

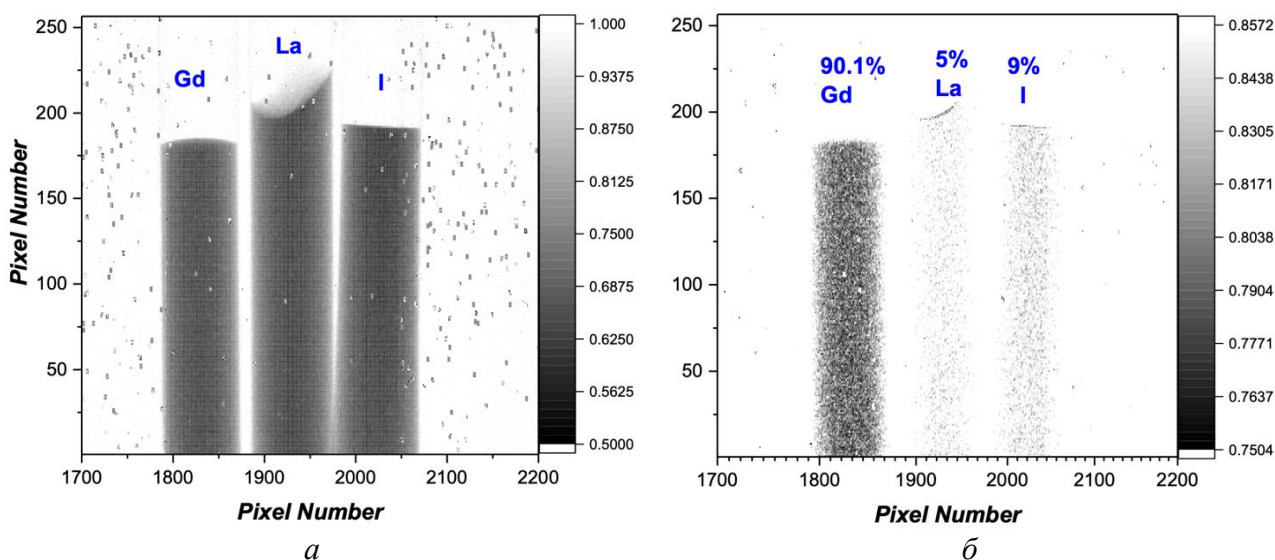


Рис. 1. Рентгенограммы трубочек, наполненных растворами Gd, La и I: а – исходный вид; б – вид той же рентгенограммы после проведения отбора по критерию, определяемому на основании энергетической информации.

Проценты показывают эффективность отбора критерием, ориентированным на выделение пикселей, содержащих Gd, в области нахождения всех трех исследуемых растворов.

На рисунке 1, б приведен вид той же, что и на рисунке 1, а, рентгенограммы после применения ко всем пикселям рентгенограммы критерия выделения раствора Gd. Эффективность отбора искомого вещества составила ~ 90 % в то время как условиям выбранного критерия удовлетворяют лишь 5 % для раствора La и 9 % для раствора I.

## РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА КЛАСТЕРИЗАЦИИ ДЛЯ ПИКСЕЛЬНЫХ ДЕТЕКТОРОВ ДЛЯ ПЛИС

Данкин А.В. (ОИЯИ ЛЯП)

Современные пиксельные детекторы элементарных частиц предоставляют возможность с высокой точностью определять координаты пролета частиц. Некоторые из них, например детекторы семейства Medipix [1, 2], позволяют проводить оценку энергии зарегистрированных частиц. Однако для всех пиксельных детекторов существует проблема разделения носителей заряда, появившихся при воздействии пролетающей частицы, между соседними пикселями [3, 4].

После пролета заряженной частицы в объеме обратно смещенного полупроводника появляются свободные носители заряда. Облако носителей заряда под действием электрического поля дрейфует к контактным площадкам пикселей. Под действием кулоновского отталкивания и диффузии облако расширяется в процессе дрейфа. В итоге свободные носители заряда от одной частицы собираются в разных пикселях, что приводит к необходимости суммировать амплитуду сигналов со смежных пикселей для правильной оценки энергии частицы. Проблема разделения зарядов особенно актуальна для электронов, которые могут давать протяженный трек в объеме полупроводникового сенсора, и заряженных частиц с энергией больше 60 кэВ.

Для компенсации данного явления производится кластеризация. Кластеризация – процесс объединения соседних ненулевых пикселей. Обычно кластеризация производится над сохраненными в компьютере данными. Данная задача требует времени при обработке данных и большого объема памяти. В данной работе предлагается алгоритм кластеризации на ПЛИС для встраивания в DAQ системы пиксельных детекторов. Встраивание кластеризации в DAQ систему позволяет сократить объем, занимаемый данными, и ускорить их обработку.

Кластер – группа ненулевых пикселей с общими границами, окруженная со всех сторон пикселями с нулевыми данными. Ненулевые пиксели, имеющие общий угол, считаются принадлежащими одному кластеру [5].

Алгоритм кластеризации разрабатывался для ранее созданной системы считывания для пиксельных детекторов. Данные детекторы имеют 65536 пикселей, организованных в 256 строк по 256 пикселей. Данные пикселей приходят в алгоритм кластеризации в виде пакетов, содержащих:

- координаты пикселя  $x, y$ ;
- длительность сигнала над порогом (Time over Threshold, ToT);
- время пересечения сигналом порога детектора (Time of Arrival, ToA).

На выходе из модуля кластеризации данные кластеров организованы в пакеты. Пакет данных кластера включает:

- данные о положении: средневзвешенные координаты. При расчете средневзвешенных координат использовались числа с фиксированной запятой;
- данные о суммарной энергии: сумма длительности сигнала над порогом для всех пикселей кластера;

– данные о времени прилета частицы: минимальное значение времени прилета по всем пикселям;

– данные о числе пикселей в кластере.

Ключевое отличие кластеризации на ПЛИС от программной кластеризации – это доступность данных пикселей для анализа по одному или малыми группами. По этой причине подход, используемый в программной кластеризации на компьютере, невозможен для ПЛИС, так как ПЛИС не имеет доступа ко всему массиву пикселей сразу. Программная реализация алгоритма также имеет менее жесткие ограничения по потребляемой памяти.

Самый простой вариант алгоритма, пригодный в описанной ситуации – это простой перебор. Каждый поступающий пиксель преобразуется в однопиксельный кластер и сравнивается со всеми данными пикселями в памяти. Если обнаружено, что сравниваемые кластеры являются частями одного реального кластера, то они объединяются, и результирующий кластер продолжает сравниваться с оставшимися кластерами из памяти. При использовании такого подхода в памяти содержатся только кластеры, которые нельзя объединить без еще не обработанных пикселей. При объединении кластеров получившийся кластер не нужно сравнивать с кластерами, сравненными с кластером до объединения.

Схема алгоритма представлена на рисунке 1.

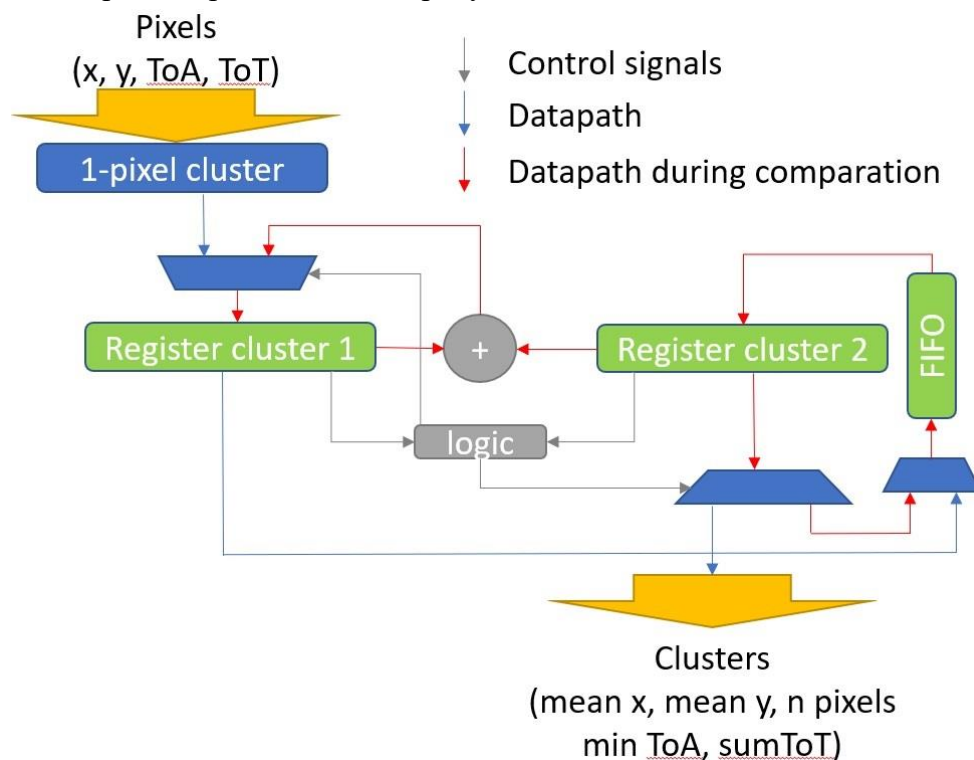


Рис. 1. Схема работы алгоритма.

В общем случае точно форма кластера может быть описана с помощью карты детектора. Карта детектора – это массив бит, в котором каждый бит соответствует пикселю детектора. Если некоторый пиксель с координатами  $(x, y)$  принадлежит данному кластеру, то соответствующему биту на карте присваивается значение 1, также битам, соответствующим пикселям с координатами  $(x + 1, y)$ ,  $(x, y + 1)$ ,  $(x + 1, y + 1)$ , присваивается единица. Такой метод расчета карты позволяет относительно просто проводить расчет карт для объединенных кластеров и проводить проверки возможности объединения кластеров. Для детектора на  $256 \times 256$  пикселей полная карта занимает 64 кб. Такой объем памяти

является слишком большим, чтобы он мог быть быстро обработан в ПЛИС и чтобы было возможно организовать хранение в ПЛИС хотя бы 100 кластеров. Данный подход неприменим на практике.

Для уменьшения потребления памяти может использоваться частичная карта детектора. Частичная карта детектора есть двумерный массив с размерами меньшими, чем размеры детектора (256). Для однопиксельного кластера частичная карта детектора есть участок полной карты детектора в окрестности пикселя. Для определения положения частичной карты требуются дополнительные данные, а именно координаты центра карты (для однопиксельного кластера – координаты пикселя). При объединении кластеров карта второго кластера сдвигается так, чтобы их центры имели одинаковые координаты, после чего частичная карта объединенного пикселя вычисляется как результат побитового или от частичной карты активного кластера и сдвинутой частичной карты второго кластера. Координаты частичной карты объединенного пикселя копируются от координат частичной карты активного кластера. Аналогично перед проверкой возможности объединения частичная карта второго кластера сдвигается до совпадения центров частичных карт кластеров.

Работа алгоритма в такой модификации показана на рисунках 2 и 3.

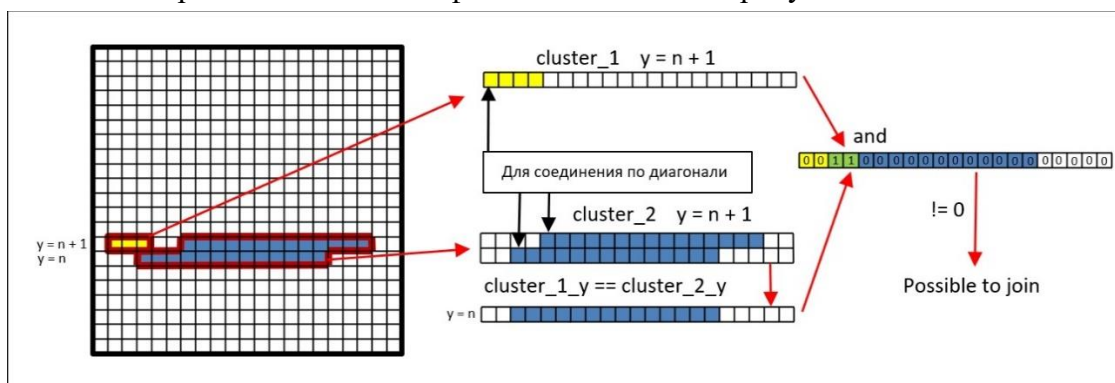


Рис. 2. Объединение кластеров на одной строке.

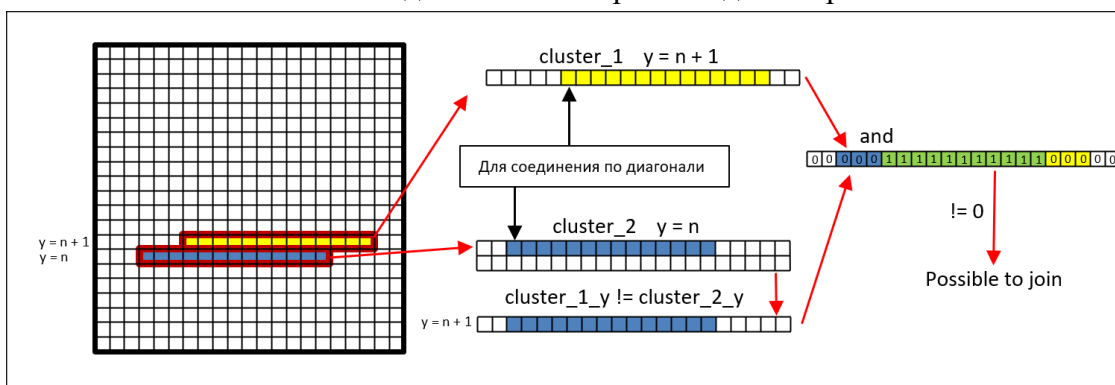


Рис. 3. Объединение кластеров на разных строках.

Алгоритм может быть существенно упрощен благодаря использованию порядка поступления пикселей в модуль. Далее будет рассмотрено использование поступления пикселей по одному в порядке увеличения величины  $256y + x$ , то есть построчно снизу вверх, слева направо.

При указанном порядке пикселей кластеры в памяти будут увеличиваться только с одной стороны, со стороны наибольшего  $y$ . Данное обстоятельство позволяет сократить карту детектора до двух смежных строк: заполненной верхней и заполняемой. Карта



заполненной верхней строки используется для объединения кластеров с пикселями заполняемой строки. Карта заполняемой строки, которая строится в процессе заполнения строки, будет использована для объединения кластеров при заполнении следующей строки. Так как используется частичная карта детектора, в информации о положении и форме кластера требуются координаты карты. В качестве координат карты применяются координата текущей строки последнего присоединенного пикселя. Для кластера это будет номер строки верхнего пикселя, наибольшая координата у среди пикселей кластера.

Также порядок пикселей позволяет производить ранний вывод готовых кластеров. Кластеры, которые хранятся в памяти, но к которым не был присоединен ни один пиксель из обрабатываемой строки, со всех сторон окружены нулевыми пикселями. Такие кластеры не могут быть объединены ни с какими другим кластерами, они готовы, и их следует выводить.

Данный метод можно использовать и в том случае, если детектор не поддерживает данный порядок вывода пикселей. В таком случае следует проводить сортировку поступающего потока пикселей по величине  $256y + x$ .

Для проверки работоспособности алгоритма проводился эксперимент. Данный алгоритм был встроен в разработанную систему считывания. Было также доработано ПО к системе считывания. Модуль кластеризации был написан на языке описания аппаратуры Verilog. Вся система считывания была сделана на основе разработанной платы с ПЛИС Cyclone 5GT. Система выводит в компьютер как данные пикселей, так и данные кластеров. Данные кластеров поступали на программную кластеризацию. Затем результаты программной кластеризации и кластеризации на ПЛИС сравнивались. Результаты кластеризации в обоих случаях полностью совпали, за исключением средневзвешенных координат. Отличия средневзвешенных координат вызваны тем, что в ПЛИС они рассчитывались с помощью чисел с фиксированной запятой, а в компьютере – с помощью чисел с плавающей запятой.

Скорость кластеризации в кадрах сложно оценить, так как она сильно зависит от загрузки и от взаимного расположения пикселей на кадрах, а также от конкретной реализации алгоритма и частоты системы. В общем случае число сравнений растет с числом ненулевых пикселей как их квадрат. В приведенной реализации алгоритма минимально возможное время обработки данных составляет 23 такта. Ориентировочно поток данных будет задержан на несколько сот тактов и будет составлять до 1 кластера в 10 тактов. Выигрыш в уменьшении объема данных зависит от отношения размеров пакета данных кластера и пикселя и среднего числа пикселей в кластере.

#### Литература.

1. Сайт Medipix Collaboration, организованной ЦЕРН / URL: <https://medipix.web.cern.ch>. Дата обращения: 27.10.2022.
2. Ballabriga R., Campbell M., Llopart X. An introduction to the Medipix family ASICs // Radiation Measurements, 2020, vol. 136, art. 106271.
3. Mathieson K., Passmore M.S., Sellar P., Prydderch M.L., et al. Charge sharing in silicon pixel detectors // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research – Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2002, vol. 487, iss. 1-2, pp. 113-122.

4. Ayzenshtat G.I., Bimatov M.V., Tolbanov O.P., Vorobiev A.P. Charge collection in X-ray pixel detectors based on SI-GaAs doped with Cr // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research – Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2003, vol. 509, iss. 1-3, pp. 52-55.

5. Meduna L., Bergmann B., Burian P., Manek P., et al. Real-time Timepix3 data clustering, visualization and classification with a new Clusterer framework // 5<sup>th</sup> conference in the Connecting The Dots series. Proceedings of the Connecting the Dots and Workshop on Intelligent Trackers (CTD/WIT), 2019, art. PROC-CTD19-105.

## **СПОСОБЫ ПОВЫШЕНИЯ НАДЕЖНОСТИ И РЕСУРСА ГАЗОНАПОЛНЕННЫХ ДЕТЕКТОРОВ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ**

***Ряшин Н.С., Ефимов Д.В. (ООО «НПО «СПЕКТРОН»), Мишин В.В.,  
Шишов И.А. (ФГАОУ ВО СПбПУ), Киселев П.П. (ООО «НПО «СПЕКТРОН»)***

Газонаполненные детекторы (счетчики) рентгеновского излучения [1] отличаются возможностью применять окна большей площади, гибко управлять геометрией окна, а также технологической простотой и низкой стоимостью в сравнении с полупроводниковыми кремниевыми дрейфовыми или Si-PIN детекторами, поэтому являются востребованным продуктом для ряда важных приложений в науке и технике. Вследствие относительно малых объемов производства (несколько тысяч штук в год по всему миру), выпуск таких детекторов является нишевой отраслью, в которой задействовано всего несколько научных групп как в России, так и за рубежом.

В настоящее время в производстве рентгеновских аппаратов существует острая проблема обеспечения надежности детекторов ионизирующего излучения, которые должны работать без существенного дрейфа характеристик в течение срока службы. Тем не менее, в производстве газонаполненных счетчиков отсутствует возможность использования масштабной автоматизации, что определяет существенные риски брака в силу человеческого фактора. Кроме того, снижению надежности этих детекторов зачастую способствует использование в производстве устаревших конструкций и технологических подходов.

В целях решения представленной проблемы в ООО «НПО «СПЕКТРОН» создана технологическая платформа разработки и производства газонаполненных детекторов. Для формирования общего подхода были проанализированы актуальные технические требования и статистика отказов пропорциональных счетчиков в рентгеновских спектрометрах. С использованием современных методов и оборудования определены основные причины таких отказов газонаполненных детекторов, а именно: нарушение герметичности ранее установленного срока эксплуатации в силу несогласованных температурных коэффициентов линейного расширения (ТКЛР) деталей изделия, нарушение герметичности по причине естественного разрушения органических материалов (клея), использование рабочих газов, подверженных радиолизу. Сотрудники ООО «НПО «СПЕКТРОН» с вовлечением отечественных инжиниринговых компаний и научных партнеров разработали ряд новых газонаполненных пропорциональных

детекторов, в конструкции которых устранены основные причины отказов изделий, повышены их надежность и ресурс.

В настоящей работе представлены способы и подходы, с использованием которых разработаны новые типы детекторов с улучшенными функциональными характеристиками.

Для решения проблемы несогласованности ТКЛР материалов была разработана трехмерная конечно-элементная модель нагрева узлов детектора в пакете Deform. При помощи разработанной модели был выполнен анализ деформаций и термических напряжений, возникающих при нагреве корпуса детектора до температуры  $\geq 100$  °С, необходимой для вакуумной очистки камеры детектора. В расчетах использовали упругопластическую модель материала. Соединение различных материалов моделировали при помощи неразрывного контакта. Для типичных детекторов исследованы следующие пары материалов: нержавеющая сталь – алюмооксидная керамика, алюминиевый сплав – алюмооксидная керамика. По результатам расчета были получены поля распределений напряжений и деформаций в конструкции детектора.

Для оценки возможности улучшения энергетического разрешения, аналитически значимой характеристики детекторов, с применением собственного алгоритма было выполнено 2D-моделирование в программной САД-среде, использующей метод конечных элементов. Рассчитаны значения напряженности электростатического поля в объеме, получены карты его эквипотенциальных линий, рассчитан коэффициент газового усиления вдоль анодной нити и другие параметры для реальных конструкций детекторов.

Решение проблемы разрушения органических герметиков в детекторах реализовано их заменой на сварные соединения, получаемые с помощью автоматической установки лазерной сварки (рис. 1, а). Данная установка оборудована двухкоординатным ЧПУ столом и вращателем и позволяет с высокой производительностью выполнять вакуумноплотную сварку изделий из различных металлов и сплавов. Сборка счетчиков выполнена в чистой зоне стандарта ISO 8 с рециркуляцией воздуха и трехступенчатой системой его очистки.

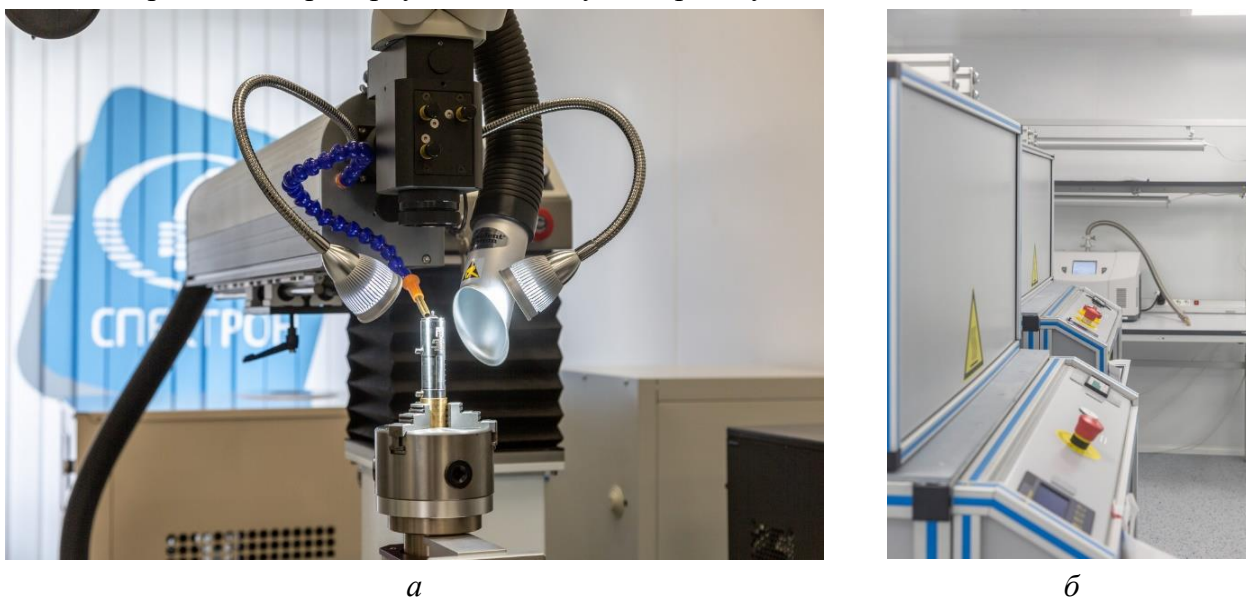


Рис. 1. Примеры оборудования технологической платформы ООО «НПО «СПЕКТРОН»: автоматическая установка лазерной сварки с детектором, смонтированным в ее оснастку для сборки (а), и автоматические посты высокотемпературной вакуумной очистки детекторов собственной разработки в чистой зоне стандарта ISO 8 (б).

Контроль герметичности детекторов выполнен с помощью гелиевого течеискателя. Откачка и заполнение счетчиков осуществлены с использованием автоматических постов высокотемпературной вакуумной очистки детекторов собственной разработки (рис. 1, б). Энергетическое разрешение полученных пропорциональных счетчиков контролировалось на линии Mn Ka 5,9 кэВ с помощью стенда контроля качества детекторов и детекторных узлов собственной разработки и производства.

Примеры результатов моделирования термических деформаций и напряжений, возникающих в узлах газонаполненных детекторов типичной конструкции в процессе нагрева до температуры более 100 °С, представлены на рисунке 2 (вид в интерфейсе Deform). Здесь приведены решения задачи для пары материалов нержавеющая сталь – алюмооксидная керамика.

Из рисунка 2 видно, что значения перемещений в ходе нагрева до заданных температур откачки в анализируемых областях (P1, P2, P3) составили ~ 50 мкм. В этом процессе в силу отличий в ТКЛР рассматриваемых материалов и относительно высокого модуля Юнга у нержавеющей стали уровень напряжений на границе раздела достигал ~ 500 МПа. Для пары материалов алюминиевый сплав – алюмооксидная керамика перемещения превысили значения 50 мкм, а интенсивность напряжений составила примерно 400 МПа.

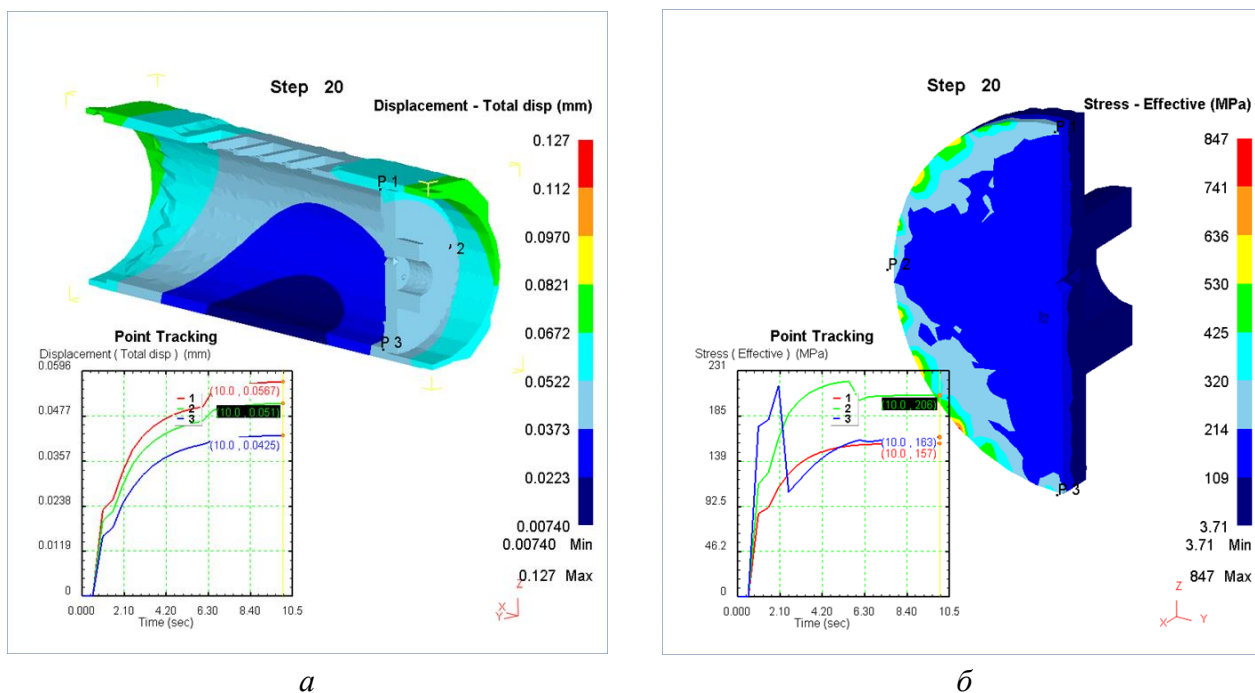


Рис. 2. Поля значений и зависимости суммарного перемещения в анализируемых областях (а) и уровень интенсивности напряжений (б) при нагреве детектора до температур  $\geq 100$  °С.

Следует отметить, что типичный клей, применяемый в производстве газонаполненных счетчиков, имеет прочность на сдвиг менее 30 МПа, поэтому герметичность рабочих камер детекторов обеспечивается благодаря его эластичности. Однако высокие значения термических напряжений приводят к значительным рискам нарушения герметичности детекторов. В счетчиках типа SE.26.00.00-01, разработанных ООО «НПО «СПЕКТРОН», ТКЛР материалов деталей согласованы. Пары материалов в них подобраны так, что расчетные напряжения на границе деталей в процессе нагрева составили менее 60 МПа, а расчетные значения перемещений в сборке деталей не превышали 22 мкм. Соответственно,

вероятность нарушения герметичности камер по причине неоднородности температурных деформаций значительно снижена в сравнении с типичными счетчиками. Данные результаты апробированы в производстве: внедрение конструкций, согласованных по ТКЛР, сократило в несколько раз число отказов детекторов в первый год эксплуатации.

Визуализация эквипотенциальных линий электростатического поля газонаполненного пропорционального детектора SE.26.00.00-01, полученная с помощью собственного 2D-алгоритма, приведена на рисунке 3. С использованием возможностей этого алгоритма разброс значений напряженности электростатического поля вдоль анодной нити в рабочей области камеры детектора сокращен более чем в 1,5 раза. В результате энергетическое разрешение счетчика улучшено примерно на 0,5 абс. %.

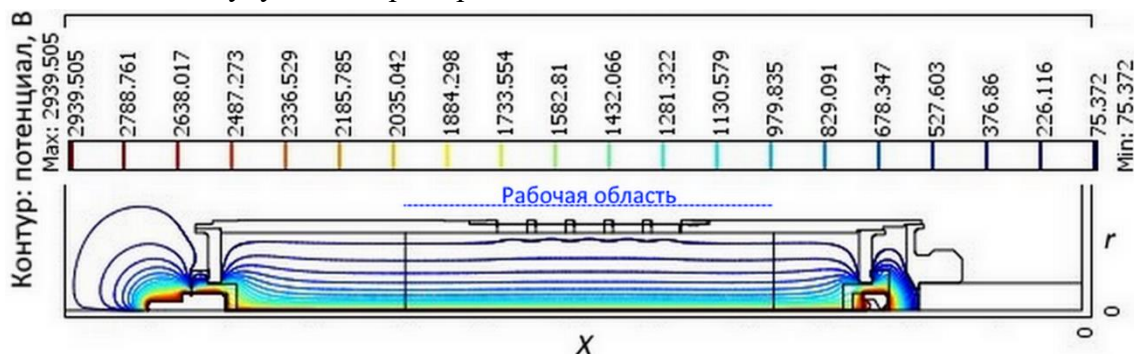


Рис. 3. Линии равного потенциала электростатического поля газонаполненного пропорционального детектора SE.26.00.00-01 разработки и производства ООО «НПО «СПЕКТРОН».

На рисунке 4 приведена фотография газонаполненного пропорционального детектора SE.26.00.00-01, полученного с использованием лазерной сварки. Замена органических герметиков на сварку в критически важных вакуумноплотных соединениях рабочей камеры позволила повысить надежность данного детектора и его стойкость к термоциклированию, что подтверждено испытаниями пяти таких изделий в климатической камере.



Рис. 4. Фотография газонаполненного детектора SE.26.00.00-01, собранного с использованием лазерной сварки.

Разработан и производится ООО «НПО «СПЕКТРОН».

В целях повышения ресурса газонаполненных счетчиков изучено влияние состава рабочей смеси на их наработку числа импульсов до отказа с использованием нескольких газовых смесей. Следует отметить, что ограничение ресурса по причине разрушения газовой смеси в процессе радиолиза для типичных газонаполненных детекторов составляет примерно  $10^{10}$  импульсов. В настоящей работе определена смесь, для которой наработка составила

$1,6 \cdot 10^{12}$  импульсов без изменения рабочих параметров детектора. Ввиду полного отсутствия дрейфа параметров детектора испытания были остановлены. Выбранная смесь успешно внедрена в производство детекторов SE.26.00.00-01.

Представленные выше способы повышения надежности детекторов внедрены во всей линейке газонаполненных счетчиков собственного производства. Например, в детекторах для волнодисперсионных спектрометров материалы комплектующих согласованы по ТКЛР. Это кратно повысило выход годных изделий и значительно улучшило надежность счетчиков для спектрометров МАКС-GF1(2)E и анализаторов семейства SW-D3 / CLSW.

Проанализированы ключевые причины отказов доступных на отечественном рынке газонаполненных детекторов (счетчиков) ионизиационного излучения. Методами компьютерного моделирования в среде Deform получены данные о распределении напряжений и деформаций при нагреве серийных конструкций детекторов. Показано, что несогласованность температурных коэффициентов линейного расширения компонентов детектора приводит к высокой вероятности нарушения его герметичности.

Предложены следующие способы повышения надежности и ресурса газонаполненных счетчиков: согласование ТКЛР деталей детектора, замена клеевых соединений на сварные, использование рабочей газовой смеси, стойкой к радиолизу.

Представлены результаты 2D-моделирования электростатического поля в камере детектора, выполненного с помощью собственного алгоритма. Получены параметры камеры детектора с улучшенной в 1,5 раза равномерностью напряженности электростатического поля. Благодаря такой камере энергетическое разрешение счетчика улучшено на 0,5 абс. %.

Эмпирически определена рабочая газовая смесь, позволяющая наработать не менее  $1,6 \cdot 10^{12}$  импульсов с сохранением исходных рабочих параметров счетчика.

Представлен газонаполненный пропорциональный детектор (счетчик) SE.26.00.00-01 производства ООО «НПО «СПЕКТРОН», разработанный с применением указанных технологических решений и успешно внедренный в серийное производство. Предложенные способы повышения надежности детекторов реализованы во всей собственной линейке газонаполненных счетчиков.

Полученные результаты важны как в развитии теоретических основ газонаполненных счетчиков, так и на практике, в том числе для импортозамещения критически важных компонентов в рентгеновском приборостроении и других отраслях.

#### Литература.

1. Мешков О.В., Смирнова Л.Н. Газовые детекторы для идентификации частиц при высоких энергиях // Ученые записки физического факультета Московского Университета, 2017, вып. 3, с. 173204.

## **ИСТОЧНИК МЯГКОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ ЗАДАЧ ПРОСВЕЧИВАЮЩЕЙ МИКРОСКОПИИ БИООБЪЕКТОВ**

*Самохвалов А.А. (НИУ ИТМО, ООО «Лаборатория им. В.А. Бурцева»),  
Сергушичев К.А. (ООО «Лаборатория им. В.А. Бурцева»),  
Елисеев С.И. (ООО «Лаборатория им. В.А. Бурцева», ФГБОУ ВО СПбГУ),  
Бронзов Т.П., Тимшина М.В. (ООО «Лаборатория им. В.А. Бурцева»),  
Смирнов А.А. (ООО «Лаборатория им. В.А. Бурцева», СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Вопросы строения и динамики изменения клеточных культур и биообъектов под действием различных факторов – вирусов, лекарств, электромагнитных полей – всегда являлись ключевыми для решения многих задач биомедицины и понимания фундаментальных вопросов клеточной биологии. Наиболее полную информацию о данных объектах можно получить с помощью применения методов микроскопии с разрешением не хуже единиц нанометров, то есть применяя сканирующую и просвечивающую электронную микроскопию. Однако данные методы требуют получения тонких микросрезов замороженных клеточных культур, так как поток электронов не обладает достаточной глубиной проникновения. Альтернативой данным методам является рентгеновская микроскопия в области «водяного окна», то есть в диапазоне 2,3-4,4 нм. Ее преимуществом является существенная (до 10 мкм) глубина проникновения данного излучения в содержащую воду биоструктуру, что позволяет не только получать отдельные контрастные снимки с нанометровым разрешением, но и проводить томографию клеточных культур. Так, в недавней работе [1] данным методом были проведены успешные исследования внутренней структуры зараженных SARS-CoV-2 клеток. Но на данный момент такие исследования можно выполнить только на синхротронном источнике излучения, что фактически является непреодолимым препятствием для большинства исследователей и ограничивает распространение данного метода в биомедицине. В настоящей работе представлен компактный источник квазимонохроматического излучения для работы в области «водяного окна» и создания микроскопа для рутинных биомедицинских задач.

Источником мягкого рентгеновского излучения (МРИ) в установке является капиллярный разряд. Разряд происходит в капилляре длиной 20 мм с внешним и внутренним диаметрами 8 мм и 1,5 мм соответственно. Инициализация разряда осуществляется высоковольтным импульсом, амплитуда которого достигает 25 кВ, а длительность – 100 нс. Для данной задачи капилляр был изготовлен из нитрида кремния, так как при использовании капилляров из оксида алюминия в эмиссионном спектре плазмы возникают линии ионов алюминия, расположенные рядом с диапазоном «водяного окна». Наличие этих линий в области пропускания соответствующих рентгеновских фильтров снижает разрешающую способность микроскопии. В качестве рабочего газа был выбран азот, так как многозарядные ионы азота N VI имеют резонансные переходы в спектральной области «водяного окна». Подробное описание конструкции и высоковольтного генератора можно найти в работе [2].

Импульс тока регистрировался петлей Роговского, для измерения импульса напряжения использовался высоковольтный делитель. Все сигналы записывались четырехканальным осциллографом Tektronix DPO-7104C на полосе пропускания 1 ГГц и усреднялись по 20 выстрелам. Регистрация спектров капиллярной плазмы осуществлялась

с помощью спектрометра скользящего падения GIS с дифракционной решеткой 1200 штрихов/мм, в качестве детектора использовалась ПЗС-линейка с нанесенным на нее люминофором. Для измерения параметров излучения использовалась рентгеновская ПЗС-камера с обратной засветкой GreatEyes, но перед ней устанавливались два тонкопленочных фильтра из Al и Ti, которые ослабляли видимое излучение в  $10^6$  раз, а их комбинация позволяла выделить нужный диапазон излучения. В данных экспериментах источник работал в частотно-пачечном режиме на частоте следования импульсов 300 Гц.

В результате проведенных экспериментов были получены спектры капиллярной плазмы в зависимости от давления рабочего газа, результаты представлены на рисунке 1.

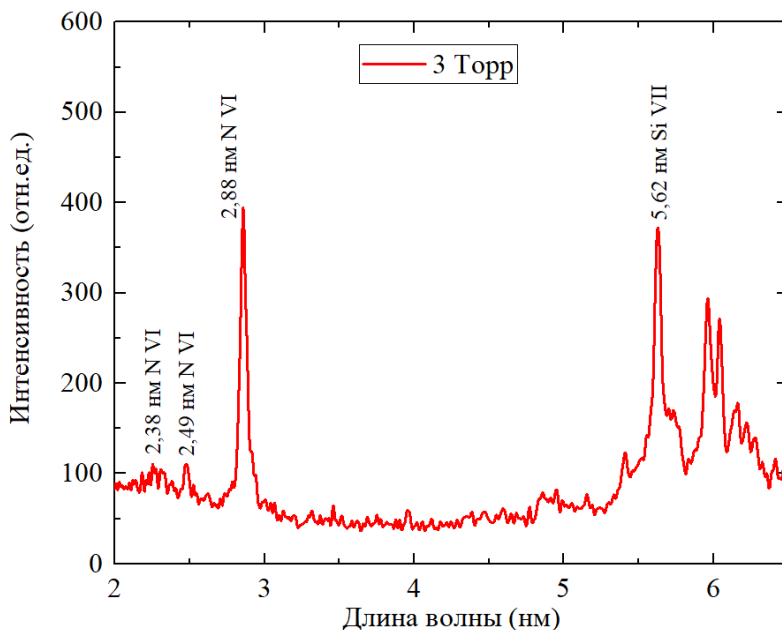


Рис. 1. Спектр излучения капиллярной плазмы в области «водяного окна» при давлении рабочего газа 3 Торр.

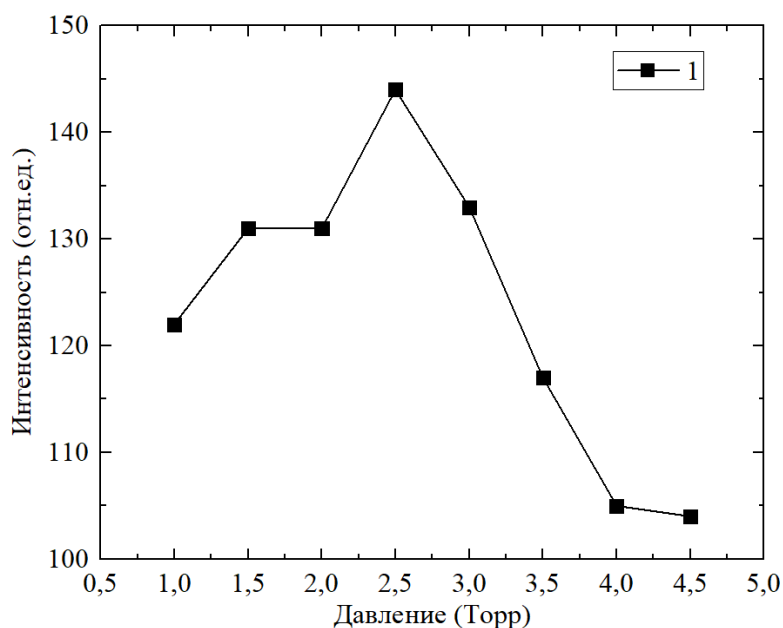


Рис. 2. Зависимость интенсивности спектральной линии 2,88 нм N VI от давления.

Как видно из рисунка 1, в спектре капиллярной плазмы присутствуют многозарядные ионы азота N VI, наиболее интенсивным является переход на основной уровень,



соответствующий линии гелий-подобного иона 2,88 нм N VI. Также в спектре присутствовали линии ионов кремния, что говорит о частичной абляции стенки капилляра. Зависимость линии 2,88 нм N VI от давления имеет экстремальный характер с максимумом при давлении 2,5 Торр (рис. 2). Таким образом, для существующего источника МРИ оптимальным с точки зрения максимального выхода излучения является указанное значение давления.

С помощью ПЗС-камеры с набором фильтров были проведены измерения расходимости излучения путем установки камеры на различном расстоянии от капилляра. Распределение интенсивности рентгеновского пучка внутри капилляра было получено методом камеры-обскуры и показано на рисунке 3. Для давления 2,5 Торр расходимость рентгеновского пучка составила  $4 \pm 1$  мрад.

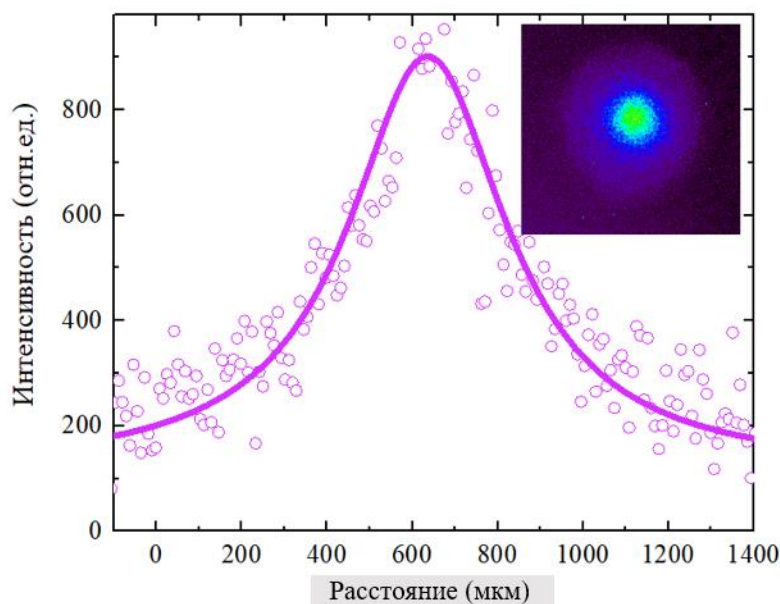


Рис. 3. Распределение интенсивности поперечного сечения рентгеновского пучка.

Таким образом, в настоящей работе разработан источник, генерирующий квазимонохроматическое излучение на длине волны 2,88 нм с низкой угловой расходимостью, что может быть использовано для построения микроскопа по аналогичной с синхротроном схеме, использующей зонные пластинки Френеля. В дальнейшем планируется провести измерения абсолютного значения мощности источника в данном спектральном диапазоне и повысить частоту следования импульсов.

Исследование выполнено при поддержке гранта Российского Научного Фонда (проект № 21-79-10110).

#### Литература.

1. Loconte V., Chen JH., Cortese M., Ekman A., et al. Using soft X-ray tomography for rapid whole-cell quantitative imaging of SARS-CoV-2-infected cells // Cell Reports Methods, 2021, vol. 1, iss. 7, art.100117.
2. Samokhvalov A.A., Sergushichev K.A., Eliseev S.I., Smirnov A.A., et al. Fast capillary discharge device for soft x-ray generation in the «carbon-window» and «water-window» spectral regions // Journal of Instrumentation, 2022, vol. 17(6), art. P06002.

# ВОЗМОЖНОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ КОМПАКТНЫХ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ ФЕМТОСЕКУНДНЫХ ЛАЗЕРОВ, РАБОТАЮЩИХ С ВЫСОКОЙ ЧАСТОТОЙ ПОВТОРЕНИЯ, ДЛЯ СОЗДАНИЯ МИКРОФОКУСНОГО ИСТОЧНИКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

*Гарматина А.А. (НИЦ «Курчатовский институт», ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН), Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Дьячкова И.Г., Дымищ Ю.М., Колдаев В.В. (ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН), Мареев Е.И. (МГУ им. М.В. Ломоносова), Коршунов А.А., Можяева М.Д., Золотов Д.А., Минаев Н.В. (ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН), Гордиенко В.М. (ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, МГУ им. М.В. Ломоносова)*

Рентгеновское излучение широко используется в задачах получения адсорбционных и фазоконтрастных изображений внутренней структуры объектов с микронным разрешением [1]. Типичными источниками рентгеновского излучения для таких исследований являются рентгеновские трубки с медным и молибденовым материалом анода с размером источника порядка несколькими мм, а поток рентгеновского излучения ограничивается щелями. В последнее время активно ведется разработка микрофокусных рентгеновских трубок, в которых размер источника был уменьшен до нескольких десятков микрон. Обычно в подобных трубках в качестве анода используются тяжелые элементы, такие как молибден, вольфрам и рений, а для исследований используется тормозное рентгеновское излучение. Спектральная яркость таких источников достигает величины  $10^{10}$  фотон/с/мм<sup>2</sup>/мрад<sup>2</sup> [2].

Альтернативой микрофокусным трубкам являются лазерно-плазменные рентгеновские источники. В них рентгеновские фотоны рождаются за счет проникновения в материал мишени горячих электронов, образующихся в высокотемпературной плазме, возникающей в области воздействия сфокусированного лазерного излучения на мишень (с интенсивностью порядка  $10^{14}$ - $10^{18}$  Вт/см<sup>2</sup>). Размер рентгеновского источника зависит как от лазерной интенсивности, так и от остроты фокусировки и может достигать величины порядка 10-15 мкм [2].

Перспективными для создания микрофокусного рентгеновского источника являются фемтосекундные волоконные лазеры, которые достаточно компактны и обладают высокой частотой повторения лазерных импульсов (более 100 кГц) при относительно малой энергии в импульсе 10-50 мкДж [3]. Остро фокусируя (NA = 0,2-0,4) фемтосекундное лазерное излучение на поверхность мишени, можно достичь интенсивности порядка  $10^{14}$  Вт/см<sup>2</sup>, достаточной для генерации рентгеновского излучения. В этом случае возможно создание источника рентгеновского излучения с размером порядка 3 мкм, что сопоставимо по величине с лазерной перетяжкой. Первые результаты по созданию такого источника были представлены в [4].

Целью данной работы является демонстрация возможности создания микрофокусного источника рентгеновского излучения для радиографии на основе компактных волоконных фемтосекундных лазеров, работающих с высокой частотой повторения.

В экспериментах использовался фемтосекундный лазер ANTAUS-10W-40u/250K («Авеста-проект», Троицк, Россия) с длиной волны излучения 1030 нм, максимальной энергией в импульсе до 30 мкДж, средней мощностью до 10 Вт, минимальной длительностью импульсов 280 фс, качеством излучения  $M^2 = 1,2$ . Излучение фокусировалось микроскопическим объективом с фокусным расстоянием  $f = 10$  мм на торец вращающегося и циклично перемещаемого по вертикали с постоянной скоростью медного цилиндра (диаметром 50 мм, толщиной 10 мм, угловая скорость вращения порядка 2500 об/мин), находящегося на воздухе. Рентгеновское излучение регистрировалось с помощью энергодисперсионного спектрометра Amptek X-123, а также одноканального сцинтилляционного детектора Радикон SCSD-4. Изображение тест-объекта (золотой сетки) получали с помощью ПЗС-камеры XIMEA xiRAY11 (размер пикселя 9 мкм). Камера располагалась на расстоянии 30 см от рентгеновского источника. Схема и фотография установки приведены на рисунке 1.

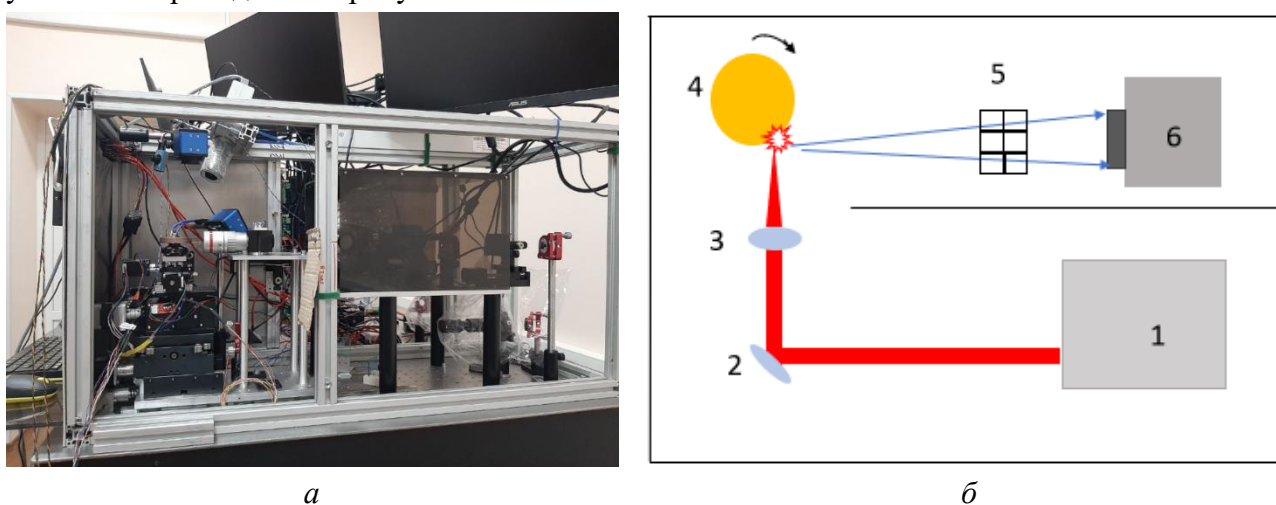


Рис. 1. Фото (а) и схема установки (б): 1 – волоконный лазер, 2 – диэлектрические зеркала для юстировки лазерного излучения, 3 – фокусирующий объектив, 4 – вращающаяся медная мишень, 5 – тестовый объект (золотая сетка), 6 – ПЗС-камера.

Было зарегистрировано, что при воздействии сфокусированного излучения волоконного лазера с энергией лазерных импульсов 10-30 мкДж на медную мишень возникает характеристическое и тормозное рентгеновское излучение. При этом установлено, что выход фотонов К-линии меди кубически зависит от лазерной энергии. При максимальном значении лазерной энергии 30 мкДж и частоте воздействия 100 кГц выход рентгеновских фотонов достигает величины  $2,5 \cdot 10^8$  фотон/с/2π (рис. 2, а). Отметим, что увеличение частоты воздействия лазерных импульсов сопровождалось пропорциональным увеличением выхода рентгеновских фотонов, и при частоте 400 кГц выход рентгеновских фотонов составил  $10^9$  фотон/с/2π (рис. 2, б), соответствующая спектральная яркость, учитывая размер источника 5 мкм, составила порядка  $10^9$  фотон/с/мм<sup>2</sup>/мрад<sup>2</sup>.

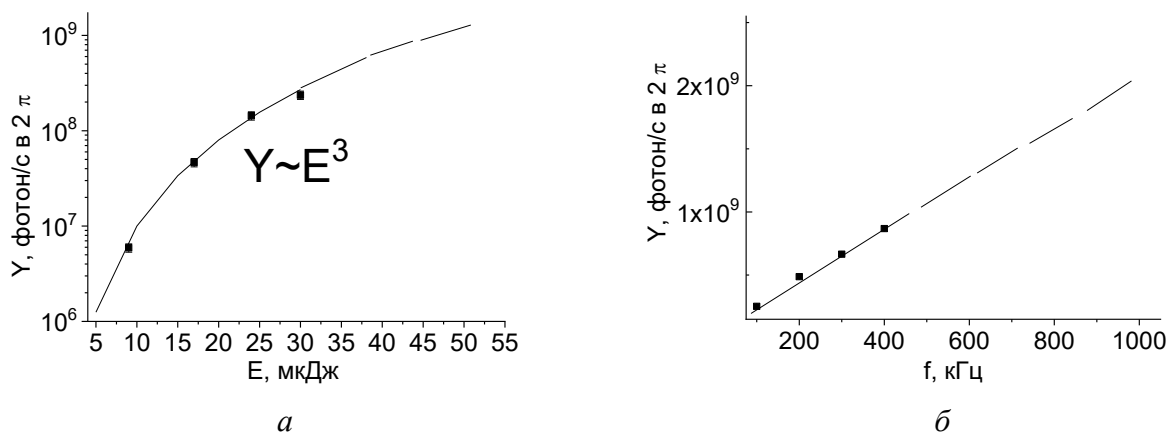


Рис. 2. Зависимость выхода рентгеновского излучения от:

*a* – лазерной энергии при частоте 100 кГц, *б* – частоты повторения импульсов.

Произведена оценка диаметра рентгеновского источника исходя из размера кратера, возникающего на поверхности мишени в результате создания микроплазмы. Поскольку размер источника рентгеновского излучения сопоставим с диаметром лазерной перетяжки, нами была проведена его оценка по кратеру абляции (рис. 3). Кратер состоит из ядра порядка 3 мкм, где сосредоточена большая интенсивность и зоны расплава диаметром 7 мкм. Таким образом, диаметр рентгеновского источника лежит в диапазоне от 3 до 7 мкм. Учитывая оцененный размер источника, соответствующая спектральная яркость составляет порядка 10<sup>9</sup> фотон/с/мм<sup>2</sup>/мрад<sup>2</sup>.

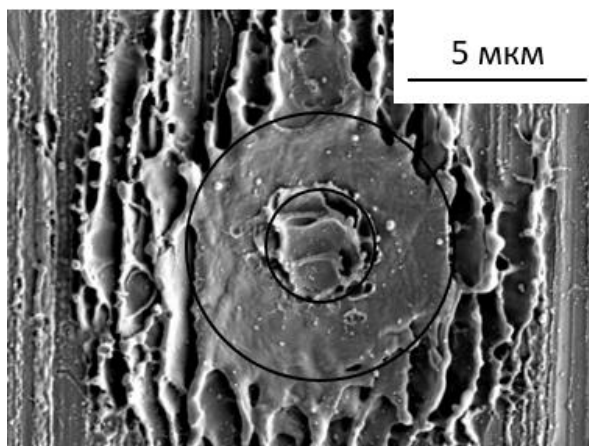


Рис. 3. Изображение кратера на поверхности медной мишени,

полученное с помощью электронного микроскопа при энергии в импульсе 30 мкДж.

Кроме того, в работе проведены эксперименты по получению рентгеновских изображений тестовых объектов. В качестве такого объекта была взята золотая сетка толщиной 20 мкм и периодами 45, 75, 110, 160 мкм. Объект располагался на расстоянии порядка 30 см от рентгеновского источника непосредственно перед рентгеновской ПЗС-камерой. Изображение объекта приведено на рисунке 4, *a*. Спектр рентгеновского излучения в месте размещения камеры (в условиях поглощения на воздухе) приведен на рисунке 4, *б*. Из приведенного спектра следует, что доля характеристического излучения в спектре составляет порядка 50%. Нестабильность выхода рентгеновских фотонов (интеграл за секунду) при этом не превышает 10%.

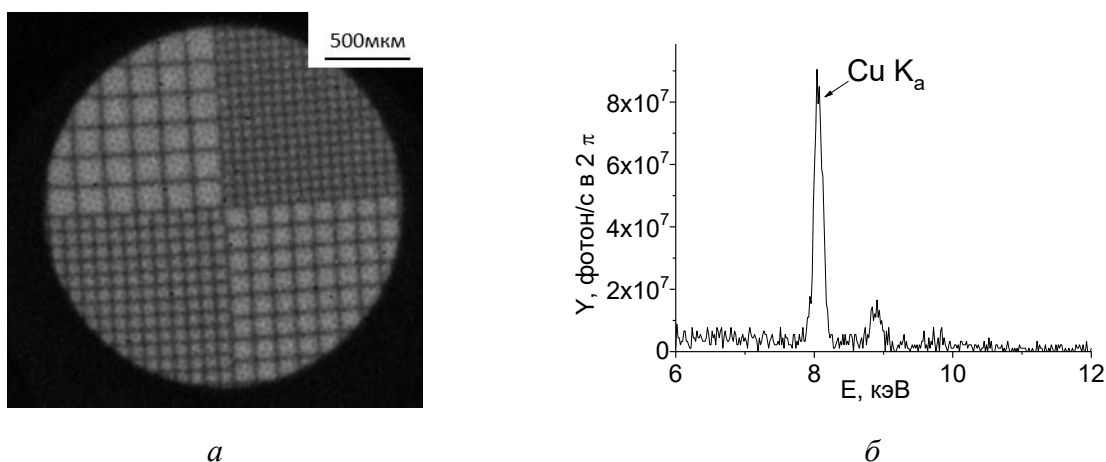


Рис. 4. Рентгеновское изображение сетки (а),

спектр характеристического излучения в месте нахождения рентгеновской ПЗС-камеры (б).

Таким образом, показана возможность создания микрофокусного источника размером не более 7 мкм с выходом рентгеновского излучения не менее  $10^9$  фотон/с/2π и спектральной яркостью  $10^9$  фотон/с/мм<sup>2</sup>/мрад<sup>2</sup> на основе компактного волоконного фемтосекундного лазера с энергией в импульсе до 30 мкДж и средней мощностью до 10 Вт, работающего с частотой повторения импульсов до 400 кГц. Применимость данного источника для радиографии демонстрирует полученное рентгеновское изображение золотой сетки.

Дальнейшие перспективы повышения выхода рентгеновского излучения могут быть связаны с использованием волоконного лазера с энергией в импульсе до 50 мкДж. Учитывая полученную нами кубическую зависимость выхода рентгеновского излучения от лазерной энергии, можно ожидать повышения потока рентгеновских фотонов при использовании такого лазера до  $10^9$  фотон/с при 100 кГц. Увеличение частоты до 1 МГц позволит увеличить выход еще примерно в 10 раз и достичь значений порядка  $10^{10}$  фотон/импульс на телесный угол 2π или спектральной яркости порядка  $10^{10}$  фотон/с/мм<sup>2</sup>/мрад<sup>2</sup>.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по гранту № 075-15-2021-1362.

#### Литература.

1. Фетисов Г.В. Рентгеновские дифракционные методы структурной диагностики материалов: прогресс и достижения // Успехи физических наук, 2020, т. 190, № 1, с. 2-36.
2. Dresselhaus J.L., et al. Precise wavefront characterization of x-ray optical elements using a laboratory source // Review of Scientific Instruments, 2022, vol. 93, iss. 7, art. 073704.
3. Martín L., J. Benlliure J., Cortina-Gil D., Haruna A. and Ruiz C. Validation of a laser driven plasma X-ray microfocus source for high resolution radiography imaging // Physica Medica, 2021, vol. 82, pp. 163-170.
4. Schille J., Kraft S., Pflug T., Scholz C., et al. Study on X-ray Emission Using Ultrashort Pulsed Lasers in Materials Processing // Materials, 2021, vol. 14, iss. 16, art. 4537.
5. Гарматина А.А., Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Дьячкова И.Г. и др. Микрофокусный источник характеристического рентгеновского излучения для фазово-контрастной визуализации на основе фемтосекундного волоконного лазера // Кристаллография, 2022, т. 67, № 6, с. 1012-1020.

## **О ВОЗМОЖНОСТИ ОДНОВРЕМЕННОЙ РЕГИСТРАЦИИ АБСОРБЦИОННЫХ И ФАЗОКОНТРАСТНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

*Александрова А.А., Бахтияев Р.А., Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Получение изображения внутреннего строения объекта является важным инструментом диагностики в медицине, биологии и материаловедении. С помощью рентгеновского излучения, обладающего высокой проникающей способностью, можно исследовать структуру внутренней части объекта, не разрушая его. В настоящее время традиционные методы диагностики основаны на явлении поглощения рентгеновского излучения веществом: вследствие изменения характеристик различных участков исследуемого объекта наблюдается неодинаковое поглощение рентгеновского излучения этими участками, что и позволяет получить изображение внутреннего строения объекта.

Однако данная задача существенно усложняется при исследовании биологических объектов: большинство мягких тканей практически не отличаются по атомному составу и плотности друг от друга, что приводит к тому, что различие между коэффициентами поглощения рентгеновского излучения различными элементами внутренней структуры незначительно, и, следовательно, изображения таких объектов получаются слабоконтрастными. Поэтому можно заключить, что исследование биологических объектов методами, основанными на явлении поглощения, требует подбора оптимальных условий. С одной стороны, для получения резких изображений нужно обеспечить малый размер фокусного пятна, что приводит к необходимости использования микрофокусных источников, что, в свою очередь, требует снижения тока трубки и, для компенсации мощности, увеличения напряжения, подаваемого на рентгеновскую трубку. Вследствие этого растет проникающая способность излучения (излучение становится «жестким»). Таким образом, использование микрофокусного источника хоть и позволяет получить более детальные, резкие изображения, однако не может обеспечить высокую контрастность таких снимков именно из-за «жесткости» излучения. С другой стороны, использование более мягкого излучения (за счет увеличения размеров фокусного пятна) не позволяет получить резкое изображение внутреннего строения, поскольку практически все излучение будет поглощено исследуемым объектом. Вследствие этого противоречия перед исследователями остро встала необходимость разрабатывать методы, основанные на преломлении.

Явление преломления рентгеновского излучения для исследования внутреннего строения объектов долгое время не использовалось вследствие малых значений углов преломления (единицы и десятые доли угловых секунд). Метод рентгеновского фазового контраста позволил увеличить контраст слабопоглощающих материалов за счет сочетания явлений преломления и дифракции рентгеновского излучения [1, 2].

Один из наиболее распространенных способов получения фазоконтрастных изображений – метод линейного фазового контраста – впервые был применен Габором в 1948 г. в эксперименте на электронном микроскопе [3]. Впоследствии данная схема была разработана как метод фазового контраста в рентгеновском диапазоне без необходимости вакуумирования исследуемых объектов, что позволило использовать такой метод и в медицине. Одним из главных достоинств этого метода является простота его экспериментальной реализации, не требующая использования сложных рентгенооптических

элементов. Важным условием для успешной реализации метода линейного фазового контраста является достаточная степень пространственной когерентности зондирующего излучения  $L_{lat} = \lambda R/s$  (где  $\lambda$  – длина волны,  $R$  – расстояние от источника до объекта,  $s$  – размер источника). Необходимые параметры когерентности достигаются на источниках синхротронного излучения, а также на лабораторных микрофокусных источниках [4, 5]. В другом варианте вместо микрофокусного источника используется стандартная рентгеновская трубка и коллиматор [5].

В работах, посвященных данной теме [4, 5], исследуемый объект размещается на расстоянии 70-300 мм от источника, в то время как расстояние между объектом и детектором в разных экспериментах составляет 400-600 мм в режиме фазового контраста. Для работы в режиме абсорбционного контраста расстояние между объектом и детектором сводится к нулю – исследуемый объект располагается вплотную к детектору.

В настоящей работе рассмотрена возможность одновременного получения как фазоконтрастных изображений, так и обычных рентгеновских снимков в зависимости от различных факторов – размера фокусного пятна, расстояний между источником и объектом и между объектом и детектором, а также от размера пикселя. Суть предлагаемой методики заключается в использовании двух- или трехлинейной ПЗС-матрицы, которая позволила бы «разделить» два режима. Так, при сканировании исследуемого объекта центральная линейка регистрирует картину, соответствующую обычному рентгеновскому снимку. В то же время рентгеновское излучение, отклоненное на границах объекта в целом и границах дефектов, неоднородностей и пр. в частности, регистрируется крайними линейками. В таком случае исчезает необходимость неоднократного сканирования объекта, вследствие чего уменьшается время сканирования, доза облучения, а благодаря возможности получения комбинации обычных и фазоконтрастных изображений увеличивается информативность полученных в ходе исследования данных.

Отметим, что, хотя схема линейного рентгеновского фазового контраста имеет широкое практическое применение (на источниках синхротронного излучения, на микрофокусных источниках, в условиях стандартной широкофокусной рентгеновской трубки), примеры реализации предложенной в данной работе схемы авторам неизвестны.

#### Литература.

1. Соменков В.А., Ткалич А.К., Шильштейн С.Ш. Рефракционный контраст в рентгеновской интроскопии // ЖТФ, 1991, т. 61, вып. 11, с. 197-201.
2. Петраков А.П. Рентгеновский метод фазового контраста и демонстрация применения его для исследования кровеносных сосудов на модельном объекте // ЖТФ, 2003, т. 73, вып. 5, с. 84-89.
3. Gabor D. A new microscopic principle // Nature, 1948, vol. 161, pp. 777-778.
4. Wilkins S.W., Gureyev T.E., Gao D., etc. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays // Nature, 1996, vol. 384, pp. 335-338.
5. Кривоносов Ю.С., Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В. Получение фазоконтрастных изображений в полихроматическом рентгеновском пучке на лабораторном источнике // Кристаллография, 2020, т. 65, № 4, с. 509-514.

# УЧЕТ ШУМОВ В МОДЕЛИ ЭНЕРГОДИСПЕРСИОННОГО СПЕКТРОМЕТРА

*Холопова Е.Д., Гук К.К., Черкасов В.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

В предыдущих работах по указанной тематике [1-3] описаны этапы создания программно-методического комплекса, позволяющего моделировать основные этапы работы энергодисперсионного спектрометра:

– модель спектра первичного излучения рентгеновской трубки (с учетом типа и материала анода, материала оболочки и выпускного окна, тока и напряжения трубки, фильтрации первичного излучения);

– модель сложного спектра рентгеновского излучения от образца, включающего вторичное характеристическое излучение от элементов анализируемого образца и рассеянное излучение рентгеновской трубки, включающее тормозную и характеристическую составляющие;

– основные характеристики детектора рентгеновского излучения, такие как его чувствительность, эффективность и энергетическое разрешение.

Внешний вид разработанного программного комплекса представлен на рисунке 1.

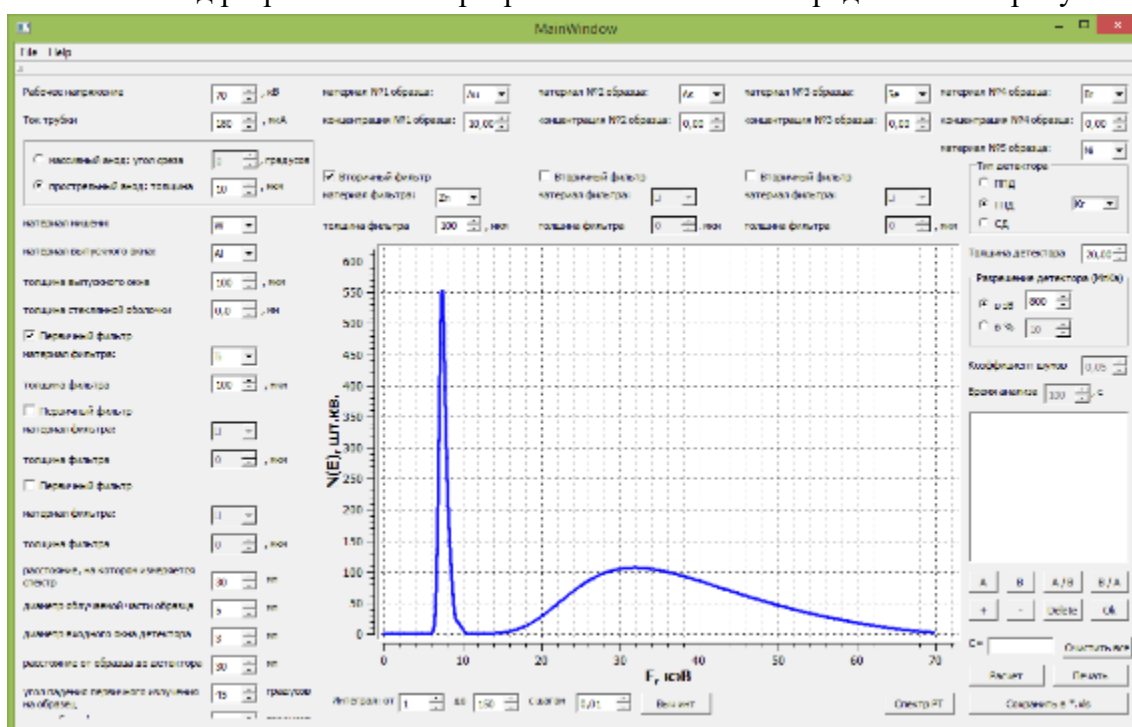


Рис. 1. Рабочее окно программного комплекса.

Однако анализ влияния характеристик детектора рентгеновского излучения на вторичный спектр показывает, что для корректного моделирования таких параметров спектрометра, как соотношение сигнал/шум, предел обнаружения анализируемого элемента и воспроизводимость результатов, необходимо также ввести корректную модель шума (непериодических искажений аналитического сигнала), зависящего от собственно характеристик детектора и режимов работы спектрометра в целом (тока и напряжения трубки, определяющих загрузку детектора, и времени анализа).

В программном комплексе собственные (темновые) шумы детектора задаются с помощью функции генерации случайных чисел как сумма по времени собственных шумов



для каждого конкретного канала детектора, при этом если сгенерированное число больше заданного порога, то шумы будут отличны от нуля (рис. 2).

```
// Функция для учета собственных шумов
double MainWindow::function_Noise()
{
    double NoiseT=0;
    for (int i=1;i<=(ui->Time->value());i++) {
        double Noise1=function_RandNum(0,1,2);
        double Noise2=function_RandNum(0,1,2);
        double Noise3=function_RandNum(0,1,2);
        if (Noise1>0.97) NoiseT+=1;
        if (Noise2>0.97) NoiseT+=2;
        if (Noise3>0.97) NoiseT+=3;
    }
}

// Функция для генерации случайного числа с плавающей точкой и указанной точностью
// (min - нижний предел; max - верхний предел; precision - точность, количество знаков после точки)
double MainWindow::function_RandNum(double min, double max, int precision)
{
    srand(time(NULL)); // установка генератора случайных чисел
    double value = rand() % (int)pow(10, precision); // взять случайное число как целое число с порядком precision
    value = min + (value / pow(10, precision)) * (max - min); // получить вещественное число
    return value;
}
```

Рис. 2. Фрагмент кода модели собственных шумов детектора.

Вторая функция, используемая для моделирования, также вводится с помощью генератора случайных чисел, но зависит от загрузки детектора и определяется для каждого канала спектрометра в зависимости от его загрузки (моделируемого количества квантов в секунду, регистрируемого в данном канале). Получившееся значение шума в каждом канале по первой и второй функциям складывается, после чего подобный расчет производится определенное количество раз, равное числу секунд времени экспозиции, далее все полученные результаты для каждого канала также суммируются. Таким образом моделируется ситуация сглаживания шумов с ростом времени экспозиции. Примером учета шумов может служить рисунок 3 (для съемки реального образца использовался энергодисперсионный спектрометр БРА-18 [4]).

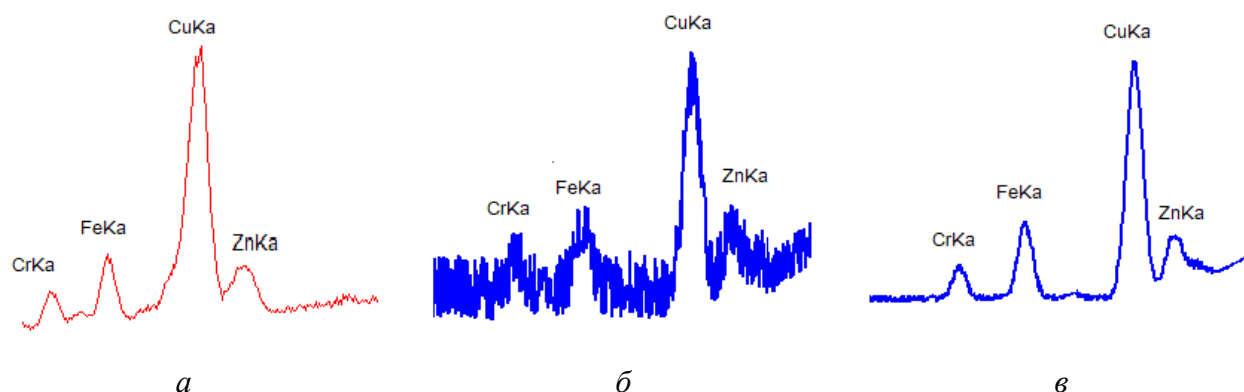


Рис. 3. Реальный и расчетный спектры пробы 0,1 % Cr + 0,1 % Fe + 0,3 % Cu + 0,05 % Zn в сухой борной кислоте: *a* – реальный спектр за 200 с, *б* – расчетный спектр за 10 с, *в* – расчетный спектр за 200 с.

На рисунке 3, *a* показан реальный спектр, полученный при анализе пробы 0,1 % Cr + 0,1 % Fe + 0,3 % Cu + 0,05 % Zn за время 200 с. Как известно, основные типы шумов, отображаемые на спектре, носят статистический характер, поэтому повышение времени анализа ведет к снижению влияния шумов и увеличению важной

характеристики при анализе спектров – соотношению «сигнал-шум». На рисунке 3, б показан смоделированный спектр за время экспозиции, равное 10 с, а на рисунке 3, в – за 200 с. Полученные результаты показывают хорошую сходимость заложенной в модель спектрометра характеристики шумов с реальной, что позволяет использовать ее для определения рабочих характеристик анализатора (в частности, например, для определения зависимости его точности от времени анализа).

Программа не предусматривает возможного возникновения специфических артефактов на спектре – например, удвоенных по энергии пиков, которых не существует в реальности, но которые может показывать детектор на итоговом спектре в том случае, когда среднее время между актами регистрации квантов превышает мертвое время детектора и система регистрации не успевает реагировать на удвоение амплитуды импульсов. Подобное упрощение вполне допустимо, поскольку при использовании модели для расчета рабочих режимов спектрометра, естественно, выбираются режимы работы, не превышающие допустимых для детектора.

Разработанный программный комплекс дает возможность рассчитывать вторичные спектры и спектры рассеянного излучения, возникающие при облучении объекта с учетом всех значимых характеристик регистрирующего тракта. Использование разработанного программного обеспечения позволяет определять оптимальные режимы работы спектрометра, оценивать точность, предел обнаружения и иные параметры при моделировании процесса рентгеноспектрального анализа.

Работа выполнена в рамках проекта НР/ЭПУ-73.

#### Литература.

1. Патент № 2014618547 Российская Федерация. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программа для моделирования спектров излучения «Спектрон»: заявл. 01.07.2014: опубл. 20.09.2014 / Холопова Е.Д., Бессонов В.Б., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Лившиц А.О., Кунашик Е.С.

2. Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Староверов Н.Е., Александрова А.А., Чебыкин А.П., Бавкунова И.Ю. Программный комплекс для моделирования вторичных спектров рентгеновского излучения // VIII Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2021, с. 131-135.

3. Патент № 2021680309 Российская Федерация. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программный комплекс для моделирования вторичных спектров рентгеновского излучения (XRF-spectr): заявл. 06.12.2021: опубл. 09.12.2021 / Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Староверов Н.Е., Александрова А.А., Баранов И.М.

4. Лукьянченко Е.М., Плотников Р.И. Применение энергодисперсионного рентгеновского анализатора с полупроводниковым детектором БРА-18 в промышленном анализе // Заводская лаборатория. Диагностика материалов, 2007, т. 73, № 12, с. 16-20.

# ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В ДИАГНОСТИКЕ ПАТОЛОГИИ ПО РЕНТГЕНОГРАММАМ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

*Староверов Н.Е. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Карпов Н.А. (ООО «Артивижн»),  
Камышанская И.Г. (ФГБОУ ВО СПбГУ), Баранов И.М. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

На современном этапе развития науки и техники широко используют сверточные нейронные сети для медицинских систем поддержки принятия решений. Важно отметить, что алгоритм автоматизированного поиска патологии на рентгенограмме не может заменить врача-рентгенолога и поставить за него диагностическое заключение, но должен обратить его внимание на те снимки, где с высокой долей вероятности есть патология. Использование моделей на основе сверточных нейронных сетей в системах поддержки принятия решений позволит повысить выявляемость заболеваний при скрининговых исследованиях.

Целью исследования стала разработка и тестирование модели нейросетевого анализа рентгенограмм органов грудной клетки.

Для создания модели, распознающей отдельные заболевания органов грудной клетки по рентгеновским изображениям в прямой проекции, были собраны наборы данных для обучения и тестирования. Обезличенные рентгенограммы органов грудной клетки (ОГК) были получены из рентгеновских кабинетов больниц и поликлиник. Все снимки были размечены опытными врачами-рентгенологами.

Всего было собрано 8453 рентгенограммы ОГК, выполненных в прямой проекции. Из них на 1042 рентгенограммах не было выявлено патологических изменений.

Сверточные нейронные сети, предварительно обученные на наборе данных ImageNet, доступны во всех широко распространенных библиотеках глубокого обучения. В данной работе была выбрана библиотека PyTorch [1].

Ввиду того, что изображения из ImageNet в большинстве своем достаточно сильно отличаются от рентгеновских снимков, потребовалось обучать не только последний слой (классификатор), но и последний и предпоследний сверточные слои. Наилучших результатов удалось достичь, используя для обучения различных слоев отличающиеся скорости. Так, наименьшую скорость обучения имел сверточный слой, находящийся ближе всего ко входу сети, а наибольшую – линейный классификатор.

Модель состояла из нескольких уровней, что в виде блок-схемы представлено на рисунке 1. Для сегментации были использованы сети архитектуры U-net. После определения наиболее вероятных классов патологий для каждого класса запускается сегментация патологии. Такой подход позволяет эффективно сегментировать как затенения, так и просветления на рентгенограмме органов грудной клетки.

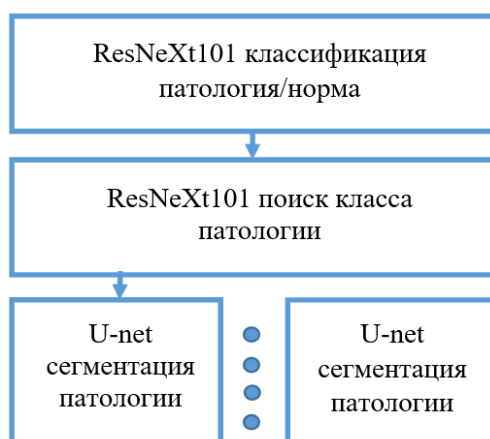


Рис. 1. Блок-схема модели.

Для разработанной модели было проведено 120 экспериментов с определением параметров по случайной сетке, в результате чего сеть была обучена с оптимальными параметрами. Тренировка сети проводилась 162 эпохи и была выполнена на графическом процессоре для сокращения времени обучения. В ходе обучения максимизировалась чувствительность, так как в задачах, связанных с поиском патологии, больший вес имели пропущенные случаи, а не ложные срабатывания.

Результаты тестирования модели представлены в таблице 1.

Табл. 1. Результаты тестирования модели.

	Чувствительность	Специфичность	Точность (общая валидность)
Плевральный выпот	87,58	89,12	88,33
Пневмоторакс	85,43	85,91	85,67
Очаговое затенение	87,25	86,75	87,00
Инфильтрация	86,49	85,53	86,00
Диссеминация	85,90	88,89	87,33
Полость	87,50	88,51	88,00
Ателектаз	89,87	94,37	92,00
Кальцинат	86,27	87,76	87,00

Из таблицы видно, что модель удовлетворительно распознает по рентгеновским изображениям патологические проявления со стороны органов грудной клетки. Наибольшей точности распознавания удалось достичь для класса ателектаз.

При использовании модели для диагностики патологии без ее дифференцировки чувствительность определения патологии достигает 0,99, что позволяет использовать разработанную модель в системах поддержки принятия решений.

Для использования полученной модели было разработано приложение с графическим интерфейсом пользователя. На рисунке 2 представлен интерфейс данного приложения, наглядно показывающий выделение пневмоторакса и его локализацию.

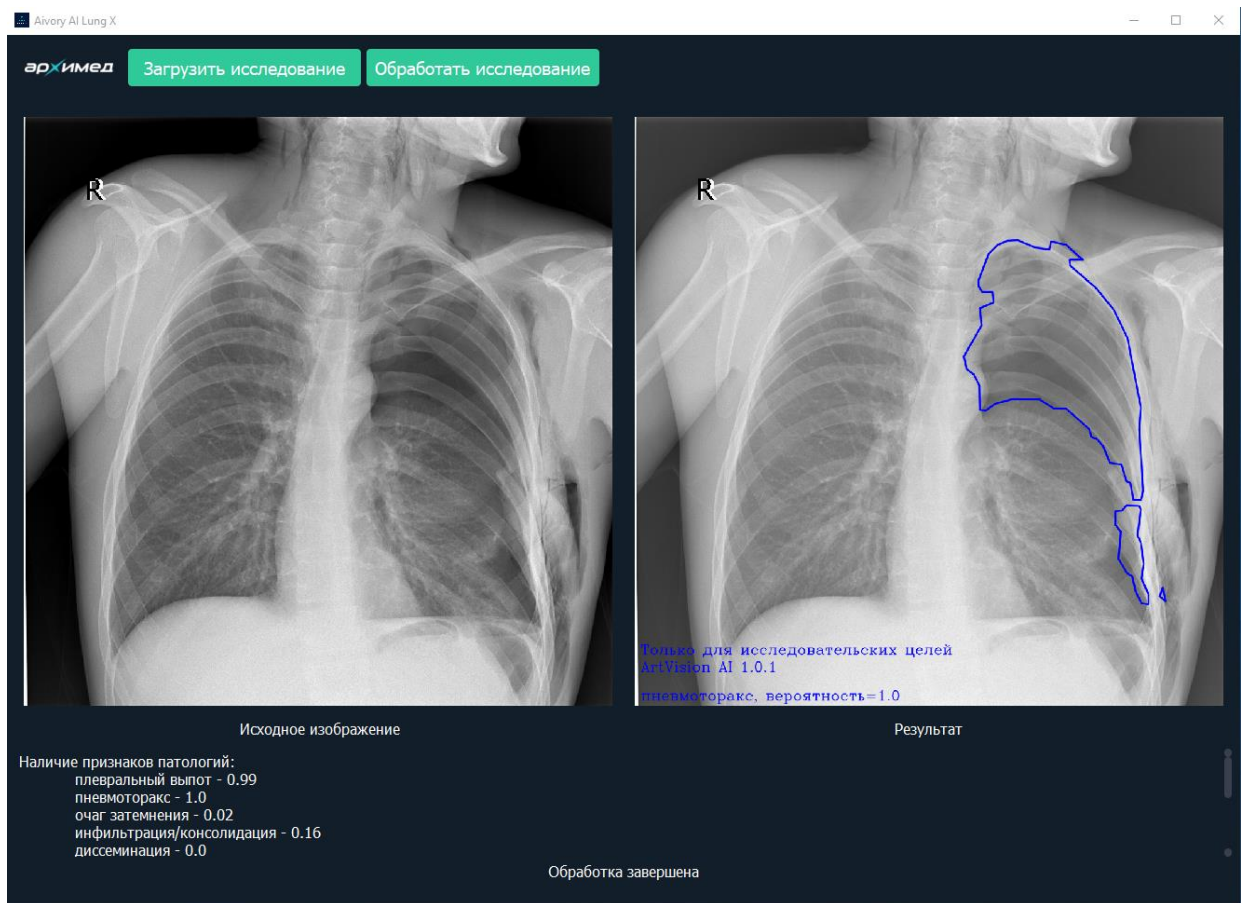


Рис. 2. Интерфейс приложения.

Таким образом, была разработана и протестирована модель на основе сверточной нейронной сети архитектуры ResNet101 [2], которая может определять патологические изменения по рентгенограммам органов грудной клетки и проводить сегментацию изображений с выделением патологических признаков. При использовании разработанной модели без уточнения типа патологии (пневмоторакс, полость и др.) ее чувствительность достигает 0,99, что позволяет использовать предложенную модель для поддержки принятия решений [3].

#### Литература.

1. Paszke A., Gross S., Massa F., Lerer A., et al. Pytorch: An imperative style, high-performance deep learning library // 33<sup>rd</sup> Conference on Neural Information Processing Systems (NeurIPS 2019). Advances in Neural Information Processing Systems 32: Annual Conference on Neural Information Processing Systems, 2019, pp.8024-8035.
2. He K., Zhang X., Ren S. and Sun J. Deep residual learning for image recognition // 2016 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR). Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition, 2016, pp. 770-778.
3. Староверов Н.Е., Камышанская И.Г., Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Александрович В.Ю. Распознавание патологий легких на рентгеновских снимках грудной клетки при помощи сверточных нейронных сетей // Физические основы приборостроения, 2021, т. 10, № 4(42), с. 37-41.

Отпечатано с готового оригинал-макета  
в типографии Издательства СПбГЭТУ «ЛЭТИ»

---

Подписано в печать 22.11.22. Формат 60×84 1/16.  
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 4,0.  
Гарнитура «Times New Roman». Тираж 50 экз. Заказ 155.

---

Издательство СПбГЭТУ «ЛЭТИ»  
197376, С.-Петербург, ул. Проф. Попова, 5  
Тел.: (812) 346-28-56. E-mail: [Letiizdat@mail.ru](mailto:Letiizdat@mail.ru)

*До встречи на следующей  
конференции*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ  
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**