



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



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
28 НОЯБРЯ 2025**

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

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

**ПРОГРАММА
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

28 ноября 2025 г.

**Санкт-Петербург
2025**

ХII Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2025. 121 с.

ISBN 978-5-7629-3558-6

ОРГКОМИТЕТ

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

ISBN 978-5-7629-3558-6

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2025

ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

Уважаемые коллеги!

Приветствую вас от имени организационного комитета XII Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники.

В этом году наш университет в двенадцатый раз выступает площадкой для открытого диалога между исследователями, разработчиками, производителями и пользователями рентгеновской аппаратуры.

Центральными темами для дискуссий станут новые тенденции в производстве источников и приемников излучения, совершенствование методов рентгенодиагностики и вопросы защиты от излучения, а также другие ключевые аспекты развития рентгентехники.

Особую значимость этой встрече придает ее роль в профессиональной ориентации студентов. Для многих из них конференция становится ступенькой к будущей карьере, что подтверждается тем, что почти на каждом предприятии-участнике трудятся наши выпускники — питомцы СПбГЭТУ.

Дорогие друзья, мы искренне ценим, что, несмотря ни на какие внешние факторы, наша конференция неизменно сохраняет свой статус для специалистов. Мы по-прежнему рады видеть в наших стенах всех — от студентов до академиков.

*С наилучшими пожеланиями,
сопредседатель оргкомитета ВКПР*



Потрахов Н.Н.

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

28 ноября 2025, конференц-зал 5 корпуса СПбГЭТУ

- 9³⁰ **Регистрация участников, кофе-брейк**
Торжественное открытие конференции
- 10⁰⁰ Семенов А.А., д.т.н., проректор по научной и инновационной деятельности
СПбГЭТУ, Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)
Рентгеновизуализация скрытой целостности структуры зерновки как новый
10¹⁵ **элемент цифровой платформы системы контроля качества зерна разного**
целевого назначения Архипов М.В., Потрахов Н.Н., Гусакова Л.П., Конончук А.П.
Применение рентгеновской микротомографии для выявления структуры и
анализа горных пород и углеалюминиевых композитов при механических
10³⁰ **воздействиях: аппаратурные и методические подходы** Асадчиков В.Е.,
Атанов Б.И., Большенко М.А., Бузмаков А.В., Галышев С.Н., Дамаскинская Е.Е.,
Дьячкова И.Г., Гиляров В.Л., Кривоносов Ю.С., Орлов В.И., Хохлов А.В.
Микрофокусные рентгеновские трубки отечественного производства
10⁴⁵ Потрахов Н.Н., Мамонов И.А., Степанов А.В.
Оценка качества работы ПО для определения объемной плотности молочной
11⁰⁰ **железы на скрининговых маммографах с виртуальным и физическим**
растрами Шунков Ю.Е., Поздняков Д.В., Виноградов И.В., Дабагов А.Р.
О минимальном размере фокусного пятна в микрофокусных рентгеновских
11¹⁵ **трубках** Козлов Е.А., Грачев Е.Ю., Трубицын А.А.
Технические аспекты и методы контроля конструктивных особенностей
11³⁰ **высоковольтных рентгенодиагностических моноблоков** Безгласный П.А.,
Блинов Н.Н.
Рентгеновские трубки производства АО «Светлана-Рентген» Моторко И.А.,
11⁴⁵ Куликов Н.А., Куликов Н.Н., Баклин А.С., Тучак Г.Э., Ксенофонтова О.П.,
Панфиленков С.А., Павлов В.В., Удинцев М.П.
Отечественные излучатели производства АО «С.Е.Д.-СПБ» Бочерилов А.Д.,
12⁰⁰ Горлов А.П.
Рентгенофлуоресцентный потоковый анализатор АК-21: новое решение в
12¹⁵ **аналитическом контроле производств** Ермолинская В.А., Красавин В.В.,
Резник С.В.
12³⁰ **Обед**
- 13³⁰ **Технические средства лаборатории рентгенографии растений** Потрахов Н.Н.,
Гук К.К.
Разработка перспективных рентгеновских многофазных замерных установок
13⁴⁵ **для топливно-энергетического комплекса** Долин А.Б., Анохин А.А., Коваль П.А.
Метод сканирующей абсорбционной спектроскопии скачков рентгеновского
фотопоглощения контрастирующего элемента в объекте Турьянский А.Г.,
14⁰⁰ Чжоу Зо Лин, Сенков В.М.

- 14¹⁵ Ускорение алгоритма обработки медицинских рентгеновских изображений на графических процессорах с использованием OpenCL для удаления пуассоновского и гауссовского шума Алхатиб М.Н., Никитина А.Ю.
- 14³⁰ Установка для имитации переменного рентгеновского излучения от астрофизических объектов Липилин В.А., Бунтов М.В., Семена Н.П.
- 14⁴⁵ Сцинтилляционные и полупроводниковые детекторы рентгеновского излучения на основе гибридных материалов Тарасов А.Б., Беликова Д.Е., Субботин Я.А.
- 15⁰⁰ Модификация коллоидных методов синтеза галогенметаллатов для детекторов рентгеновского излучения на основе микроканальных пластин Субботин Я.А., Тарасов А.Б., Беликова Д.Е.
- 15¹⁰ Обзор КЛКТ: перспективы отечественных разработок Овчинников О.И., Блинов Н.Н.
- 15²⁰ Применение нейросетевых методов для детекции компонентов на рентгеновских изображениях печатных плат в программе «PRODIS» Фролова М.А., Воротилов Р.Ю.
- 15³⁰ Применение промышленных роботов в системах рентгеновской инспекции Воротилов Р.Ю., Фролова М.Ф.
- 15⁴⁰ Два с половиной образца в день, или как мы провели 18 лет: опыт практического применения компьютерной томографии в образовании, решения научных и производственных задач Корост Д.В., Белохин В.С., Степанов Н.В., Корост С.Р.
- 15⁵⁰ Особенности рентгенофлуоресцентного анализа имитаторов слаборадиоактивных отходов Грязнов А.Ю., Иванов В.А., Холопова Е.Д., Гук К.К., Александрова А.А., Баранов И.М.
- 16⁰⁰ Результаты клинических испытаний программного обеспечения на основе технологий искусственного интеллекта для рентгенодиагностики гонартроза Камышанская И.Г., Староверов Н.Е., Угрюмов А.В., Карпов Н.А., Мамедов А.Э.
- 16¹⁰ Возможности нейросетевого анализа коксометрических параметров по данным рентгенографии тазобедренных суставов (обзор литературы) Рындин В.В., Камышанская И.Г., Трухан С.В.
- 16²⁰ Итоги экспериментальных исследований методики съёмки органических объектов низкой плотности при помощи микрофокусного томографа с плоскопанельным детектором Федоров Е.П.
- 16³⁰ Опытный образец медицинского аппарата РАП-120 на базе макета трубки РТ 0,12БДМ40-120 Шмаков Н.С., Потрахов Н.Н., Черкасов В.А.
- 16⁴⁰ Тепловизионная диагностика при лечении онкологических заболеваний Потрахов Н.Н., Ростачев С.А., Терешко Д.А., Иванова Н.Е., Куканов К.К., Нечаева А.С.
- 16⁵⁰ Самоходный дефектоскопический комплекс на базе частотно импульсного рентгеновского аппарата РАП-300П Белкин Д.С., Штейн М.М., Штейн А.М., Журавский Е.Е., Коньков Н.С., Пантелеев В.П. Чуяшенко И.В.
- 17⁰⁰ Торжественное закрытие конференции

РЕНТГЕНВИЗУАЛИЗАЦИЯ СКРЫТОЙ ЦЕЛОСТНОСТИ СТРУКТУРЫ ЗЕРНОВКИ КАК НОВЫЙ ЭЛЕМЕНТ ЦИФРОВОЙ ПЛАТФОРМЫ СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА ЗЕРНА РАЗНОГО ЦЕЛЕВОГО НАЗНАЧЕНИЯ

***Архипов М.В. (СЗППО-СПб ФИЦ РАН), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТЭУ «ЛЭТИ»),
Гусакова Л.П., Конончук А.П. (ФГБНУ АФИ)***

Вопрос оценки качества зерна разного целевого назначения, с точки зрения его хозяйственной пригодности, требует дополнения традиционных методик неинвазивными методами, ориентированными на показатели скрытой поврежденности и выполненности зерна. Такой подход требует, используя цифровые технологии, усовершенствовать отечественные и международные стандарты для цифрового рентгенографического контроля качества семенного и продовольственного зерна. При этом необходимо учитывать, что для семенного зерна при реализации ее потенциальной продуктивности играют важную роль скрытые дефекты, выявляемые, как в зародыше, так и эндосперме зерновки. Для продовольственного зерна основную роль в реализации его технологической пригодности играют скрытые нарушения структуры эндосперма, в частности, пораженность клопом вредная черепашка.

Большой цикл экспериментов, проведенных в этом плане в АФИ и ЛЭТИ с 1980 по 2025 годы, позволил на разработанной в ЛЭТИ рентгеновской аппаратуре визуализировать нарушения скрытой целостности структуры зерновки, наблюдаемые, как в условиях мелко деляночных прецизионных экспериментов, так и производственных посевах [1-3].

Проведенные эксперименты позволили:

- провести визуализацию скрытых дефектов разного типа в зерновке и ранжировать повреждения экогенной и техногенной природы;
- дать оценку влияния неблагоприятных факторов среды на величину и степень выраженности разных типов дефектов, а также показать их значительную вариабельность в зависимости от используемых агротехнологий;
- установить характер связи между скрытыми повреждениями зерновки в партиях зерна и их посевными и/или технологическими характеристиками, достоверно снижающими хозяйственную пригодность зерна.

На этой основе разработан параметрический паспорт зерновки и партий зерна (табл.1).

Такой паспорт необходим для более детальной комплексной оценки качества партий зерна разного целевого назначения, производимого в различных регионах страны. Было показано, что суммарная доля выявляемых в партиях зерна скрытых дефектов может достигать 80 % и более. Использование в разрабатываемой цифровой платформе системе контроля качества зерна метода цифровой рентгенографии является целесообразным, позволяя не только оценивать уровень скрытой поврежденности, но и усовершенствовать агротехнологии, минимизируя степень скрытой дефектности и аномальности, имеющей хозяйственное значение.

Применение специализированной рентгеновской аппаратуры и ее цифровая модификация для рентгенографии представляется актуальным при решении широкого круга научно-практических задач, как в селекции, так и промышленном производстве зерна. Это

позволит более объективно откорректировать коммерческую стоимость зерна и обеспечит российским производителям зерна высокий уровень конкурентоспособности на отечественном и мировом зерновом рынках.

Табл. 1 Параметрический паспорт зерновки (партии зерна).

Параметры	Показатели	Методы определения
1. Исходные данные об индивидуальную зерновку и партий зерна	Сорт, репродукция, год и место урожая, энергия прорастания, всхожесть, наличие сорных и механических примесей, тип почвы, технология выращивания, условия и сроки хранения	Стандартные (сортоучасток, производственный посев)
2. Морфометрические характеристики зерновки	Размеры, вес, форма, цвет	Измерения, сканированных и рентгеновских изображений зерна
3. Рентгеновские характеристики внутренней структуры	Различные типы скрытых дефектов; цветовые (яркость) и оптические характеристики (плотность рентгеновских изображений)	ГОСТ Р 59603-2021. Качественный и количественный анализ рентгенограмм – визуальный и на основе разработанных программ
4. Морфофизиологические (ростовые) при проращивании в лабораторных условиях	Энергия прорастания, всхожесть; размеры ростка и корня, количество корней (в оптимальных условиях и при пониженных температурах)	ГОСТ 12038-84. Методы определения всхожести. Подсчет проросших семян, линейные измерения ростка и корня
5. Технологические характеристики партий зерна	Натура, стекловидность, число падения, клейковина	В соответствии с ГОСТами в системе зернового контроля

Литература

1. Архипов М.В., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография растений. СПб: Изд-во «Технолит». 2008. 192 с.

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

3. Архипов М.В., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Потрахов Н.Н., Тюкалов Ю.А., Данилова Т.А., Белецкий С.Л. Экспресс-оценка скрытой поврежденности партий зерна клопом вредная черепашка (*Eurygaster integriceps* Put.) методом микрофокусной рентгенографии // Пищевая промышленность. 2025. № 5. С. 100-105. DOI: 10.52653/PPI.2025.5.5.018.

ПРИМЕНЕНИЕ РЕНТГЕНОВСКОЙ МИКРОТОМОГРАФИИ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ СТРУКТУРЫ И АНАЛИЗА ГОРНЫХ ПОРОД И УГЛЕАЛЮМИНИЕВЫХ КОМПОЗИТОВ ПРИ МЕХАНИЧЕСКИХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ: АППАРАТУРНЫЕ И МЕТОДИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ

Асадчиков В.Е., Большенко М.А., Бузмаков В.А., Дьячкова И.Г., Кривоносов Ю.С. (НИЦ «Курчатовский институт»), Атанов Б.И., Галышев С.Н., Орлов В.И. (Институт физики твёрдого тела им. Ю.А. Осипьяна РАН), Дамаскинская Е.Е., Гиляров В.Л. (Физико-технический институт им. А.Ф. Иоффе), Хохлов А.В. (Институт физики твёрдого тела им. Ю.А. Осипьяна РАН, НИИ механики МГУ им. М.В. Ломоносова)

С помощью рентгеновской компьютерной микротомографии выполнено прямое наблюдение и анализ морфологии микротрещин, образующихся в образце горной породы под действием одноосной сжимающей нагрузки. Томографические измерения были выполнены на конусно-лучевом рентгеновском микротомографе «МИКРОТОМ», разработанном и созданном в НИЦ «Курчатовский институт». На основе анализа томографических изображений вычислены фрактальная размерность и относительный объем микротрещин на трех этапах нагружения. Установлено, что оба параметра увеличиваются по мере увеличения нагрузки. С помощью разработанной компьютерной модели разрушения гетерогенного материала, основанной на методе дискретных элементов, проведены численные эксперименты. Исследовано изменение фрактальной размерности кластеров дефектов в процессе их роста.

Метод рентгеновской микротомографии был применен для неразрушающего контроля структуры и анализа внутреннего строения образцов однонаправленных композитов с матрицей из алюминия, армированной углеродными волокнами, полученных в ИФТТ РАН методом прессования стопки предварительно изготовленных углеалюминиевых проволок с объемной долей волокон 60%. Проведенная сегментация данных позволяет выделить отдельные составляющие материала — алюминиевую матрицу и проволоки (диаметром 300 мкм), проанализировать отклонения от параллельности осей проволок. В работе предложен и реализован метод численного анализа структуры исследуемых образцов и установлено изменение внутренней структуры этого материала в результате разрушения в испытаниях на изгиб. Это послужит основой для дальнейшего математического моделирования и количественного анализа механических свойств углеалюминиевых композитов.

МИКРОФОКУСНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ ОТЕЧЕСТВЕННОГО ПРОИЗВОДСТВА

*Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Мамонов И.А. (ООО «Икс-Про»),
Степанов А.В. (ООО «Диагностика-М»)*

Производство отечественных микрофокусных рентгеновских трубок было организовано в 80-х годах прошлого века в ОКБ РП с производством ЛОЭП «Светлана» (Ленинград). В соответствии с принятой технологией в процессе изготовления рентгеновская трубка с помощью газовой горелки через стеклянную трубочку (штенгель) напайвалась на

откачную систему. После вакуумирования внутреннего объема она также с помощью газовой горелки отпаивалась от откачной системы. Поэтому в отечественной школе рентгентехники был принят термин «отпаянная» рентгеновская трубка.

Были разработаны и серийно выпускались отпаянные рентгеновские трубки двух типов:

- с мишенью, расположенной внутри вакуумного баллона трубки серии БСМ (рис. 1);
- с мишенью, вынесенной из вакуумного баллона трубки на длинной анодной трубе малого диаметра серии БС (рис. 2).

В первом случае использовалась мишень массивного типа, во втором, как правило, – прострельного типа.



Рис. 1. Рентгеновская трубка серии БСМ.



Рис. 2. Рентгеновская трубка БС 1.

Трубки имели классическую трехэлектродную конструкцию, включая прямонакальный V-образный вольфрамовый катод, фокусирующий электрод и анод с вольфрамовой мишенью. Вакуумный баллон трубок – металлостеклянный. Выход излучения осуществлялся через круглое бериллиевое выходное окно. Основные параметры рентгеновских трубок серий БСМ и БС приведены в табл.1 [1].

Описанным отпаянным микрофокусным рентгеновским трубкам присущи определенные недостатки. Во-первых, ограничение электрической мощности подводимой к мишени трубки электронным пучком микронного сечения. В противном случае «перекал» катода или «перегрев» мишени приводит к безвозвратной потере трубки. Отпаянная конструкция практически неремонтопригодна. Во-вторых, применялись нетехнологичные способы фокусировки электронного пучка: путем вращения сильфонной гайки (в трубках серии БСМ) или путем перемещения магнита по анодной трубе (в трубках серии БС). Для этого до сих пор используются прецизионные электромеханические подвижки. А «механика», как известно, дороже «электроники».

Табл. 1. Основные параметры рентгеновских трубок серии БСМ и БС.

Тип	Максимальное напряжение, кВ	Мощность, Вт	Размер фокусного пятна, мм	Фокусное расстояние, мм	Габариты: диаметр, длина, мм
БСМ 1	45	20	0,03	15	51/267
БС 1	45	4,5/2,3*	0,1/0,04*	0,5	42/205
БС 11	50	7,5	0,05*	0,5	55/165
БС 6	100	5,0/2,0*	0,01/0,02*	0,5	55/210
БС 16	150	7,5/5,0*	0,6/0,04*	1,0	75/315

* При использовании дополнительной магнитной фокусировки.

С целью устранения указанных недостатков в нашей стране неоднократно предпринимались попытки создания так называемой разборной рентгеновской трубки [2]. В этом случае вакуумный баллон трубки объединен с насосом откачной системы. Разборная конструкция позволяет оперативно заменить отслуживший катод или мишень, таким образом отремонтировать трубку, и после повторного вакуумирования «собственной» откачной системой продолжить ее эксплуатацию. Соответственно, разборная конструкция позволяет использовать трубку в режиме предельных нагрузок: эмиссионных на катод и тепловых на мишень. Кроме того, встроенный насос позволяет интегрировать непосредственно в вакуумный баллон трубки электромагнитную линзу (линзы), которая в этом случае располагается максимально близко к электронному пучку, обеспечивая его эффективную транспортировку и фокусировку на мишень.

На рис. 3 представлена первая российская разборная рентгеновская трубка.

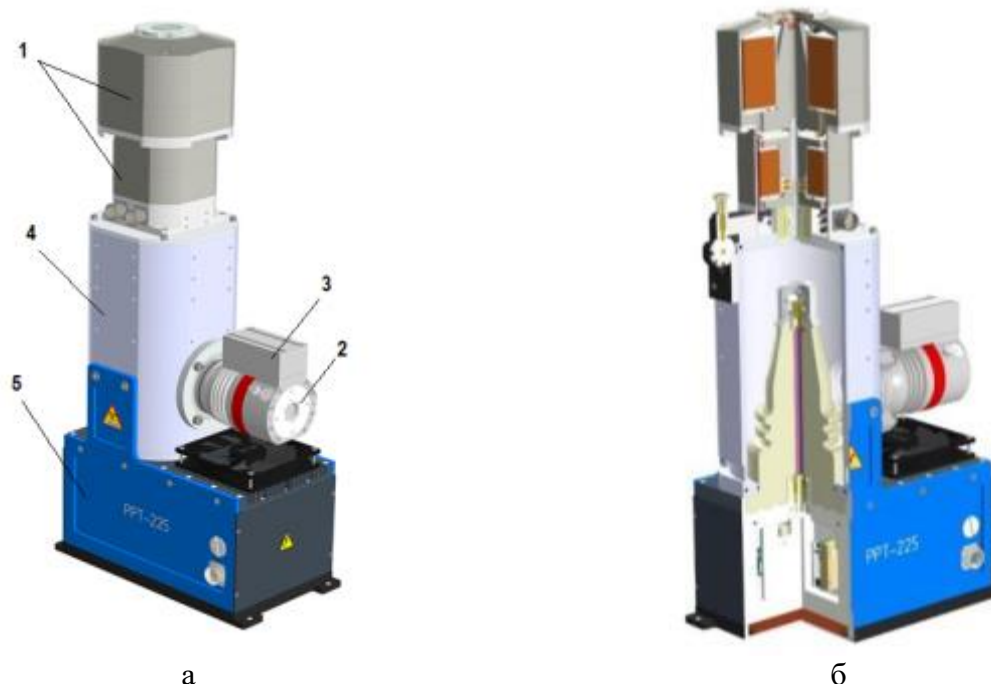


Рис. 3. Внешний вид (а) и трехмерная модель (б) в разрезе рентгеновской трубки РРТ-225.

1 – колонна из магнитных линз; 2 – турбомолекулярный насос; 3 – драйвер турбомолекулярного насоса; 4 – вакуумный баллон; 5 – высоковольтный источник питания.

Фактически это законченный рентгеновский аппарат в моноблочном исполнении; поскольку рентгеновская трубка с откачной системой и высоковольтный источник питания объединены в так называемый моноблок. Колонна электромагнитных линз 1, а также откачная система, включая турбомолекулярный насос 2 и драйвер для его управления 3 установлены на металлическом вакуумном баллоне трубки 4. Высоковольтный источник питания 5 с помощью керамического изолятора подключен непосредственно к катодному узлу трубки.

Основные технические характеристики аппарата составляют:

- напряжение на трубке в диапазоне 60-225 кВ;
- ток трубки в диапазоне 0,05 – 1 мА;
- минимальный размер фокусного пятна 2 мкм;
- максимальная мощность на мишени 100 Вт;
- минимальное фокусное расстояние 0,25 мм;
- угол раствора пучка рентгеновского излучения 160 град;
- общая масса 100 кг.

Трубка имеет также трехэлектродную конструкцию. Катодный узел в составе прямонакального V-образного катода и фиксирующего электрода размещены внутри вакуумного баллона на торце керамического изолятора. Мишень прострельного типа закреплена на верхнем фланце колонны электромагнитных линз.

На рис. 4 представлен внешний вид действующего макета разборной рентгеновской трубки, получившей название РРТ-225.

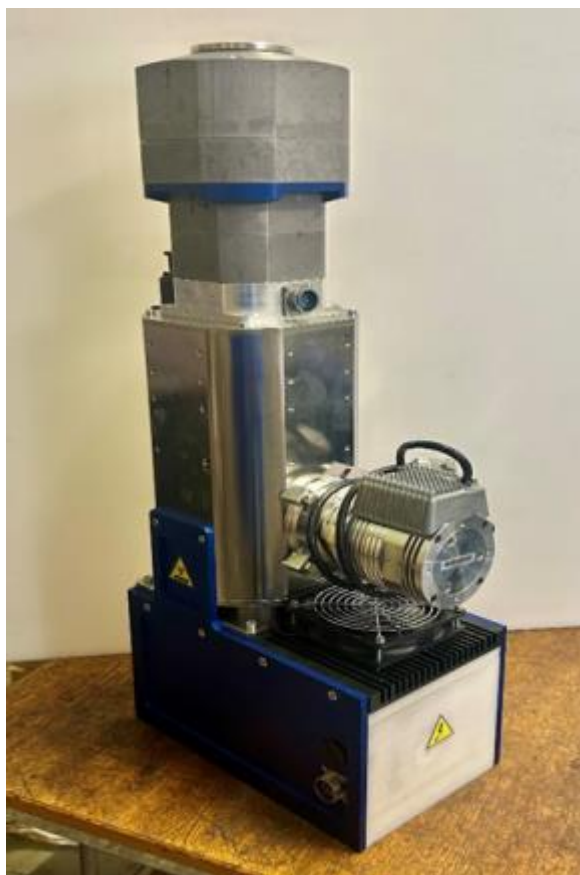


Рис. 4. Внешний вид разборной рентгеновской трубки РРТ-225.

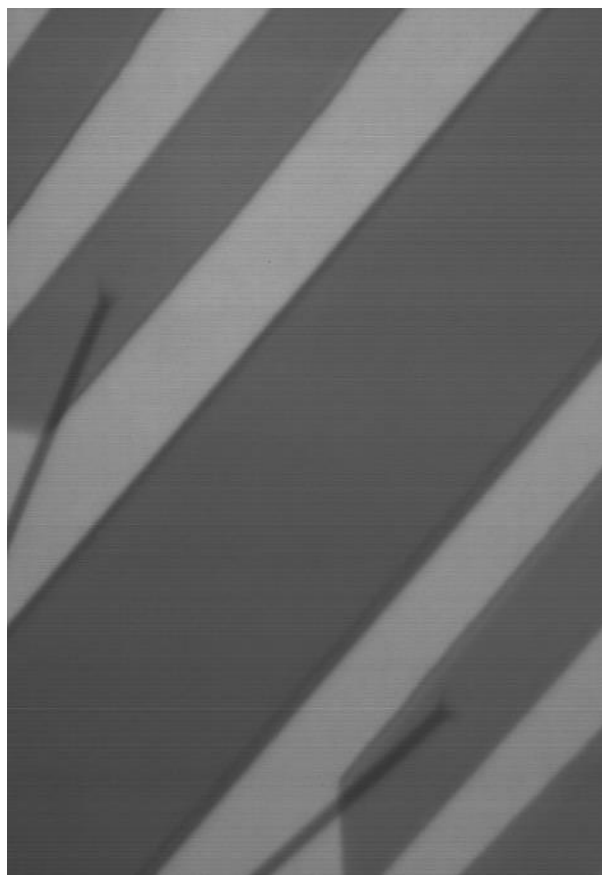


Рис. 5. Рентгеновский снимок фрагмента микросхемы.

В ходе испытания макета были получены рентгеновские снимки с увеличением до шестисот крат без потери резкости изображения. В качестве примера на рисунке 5 приведен рентгеновский снимок фрагмента микросхемы. Толщина каждого из двух выводов составляет 5 мкм.

Представленные экспериментальные результаты подтверждают возможность разработки разборных рентгеновских трубок на повышенные до нескольких сотен киловольт напряжение при размере фокусного пятна в единицы микрометров. Однако в настоящее время развитие разработок сдерживает отсутствие технологии высоковольтных керамических изоляторов. Успешное решение этой задачи позволит открыть новое направление в развитии отечественной рентгентехники – рентгенографические и рентгенотомографические комплексы на основе разборных рентгеновских трубок различного назначения.

Литература

1. Иванов С.А., Щукин Г.А. Рентгеновские трубки технического назначения. // Л.: Энергоатомиздат. Ленингр. отделение, 1989. 200 с.
2. Бессонов В.Б. Микрофокусные рентгеновские трубки // Известия вузов России. Радиоэлектроника. 2021. Т.24, №5. С. 68-83.

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА РАБОТЫ ПО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОБЪЕМНОЙ ПЛОТНОСТИ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ НА СКРИНИНГОВЫХ МАММОГРАФАХ С ВИРТУАЛЬНЫМ И ФИЗИЧЕСКИМ РАСТРАМИ

***Шунков Ю.Е. (ООО «ЛИМТ»), Поздняков Д.В. (ООО «ЛИМТ»),
Виноградов И.В. (ООО «ЛИМТ»), Дабагов А.Р. (АО «МТЛ»)***

Объемной плотностью молочной железы (ОПМЖ) называется доля фиброзно-железистой ткани (ФЖТ) в общем объеме молочной железы (МЖ). Клиническая значимость ОПМЖ определяется в первую очередь негативным влиянием, которое оказывает повышенная ОПМЖ на информативность маммографии, т.к. ФЖТ способна маскировать уплотнения [1]. Кроме того, повышенная ОПМЖ является фактором риска развития рака МЖ [1], в то время как пониженная ОПМЖ, является фактором риска развития сердечно-сосудистых заболеваний [2]. Наконец, повышенная ОПМЖ может сама по себе являться патологическим состоянием (мастопатия), требующим диагностики и терапии [3].

Для оценки плотности МЖ наиболее популярной является система BI-RADS, содержащая четыре категории плотности: А, В, С и D. МЖ с категориями А и В относят к неплотным, для них цифровая маммография является релевантной методикой диагностики, а железы категорий С и D считаются плотными, и таким пациенткам назначают дополнительные исследования, т.к. информативности стандартной маммографии для них недостаточно. При этом, т.к. цифровая маммография является наиболее доступной и распространенной методикой диагностики рака молочной железы, представляется актуальным внедрение в скрининговые программы методов автоматического определения

ОПМЖ с возможностью объективной и интерпретируемой классификации МЖ по категориям плотности.

Цель настоящей работы состояла в оценке качества работы ПО для автоматического определения ОПМЖ на стандартных скрининговых исследованиях, которые были получены на маммографах с традиционным физическим и с виртуальным растрами.

Исходные данные были получены на маммографах Маммо-4МТ-Плюс (АО «МТЛ», г. Москва), установленных в нескольких медицинских организациях. Первая часть выборки из 867 исследований была получена с применением подвижного физического растра с карбоновым наполнителем, частотой ламелей 36 л/см и с отношением 6:1. Вторая часть выборки из 1035 исследований была получена без применения физического растра, но с обработкой снимков виртуальным растром «СиГрид» (АО «МТЛ», г. Москва) [4]. Обе выборки были проанализированы ПО для автоматического определения ОПМЖ «ДенсиМам» (АО «МТЛ», г. Москва) [5]. 183 исследования из первой выборки и 173 исследования из второй выборки были независимо классифицированы по категориям плотности BI-RADS тремя рентгенологами с опытом работы не менее 6 лет.

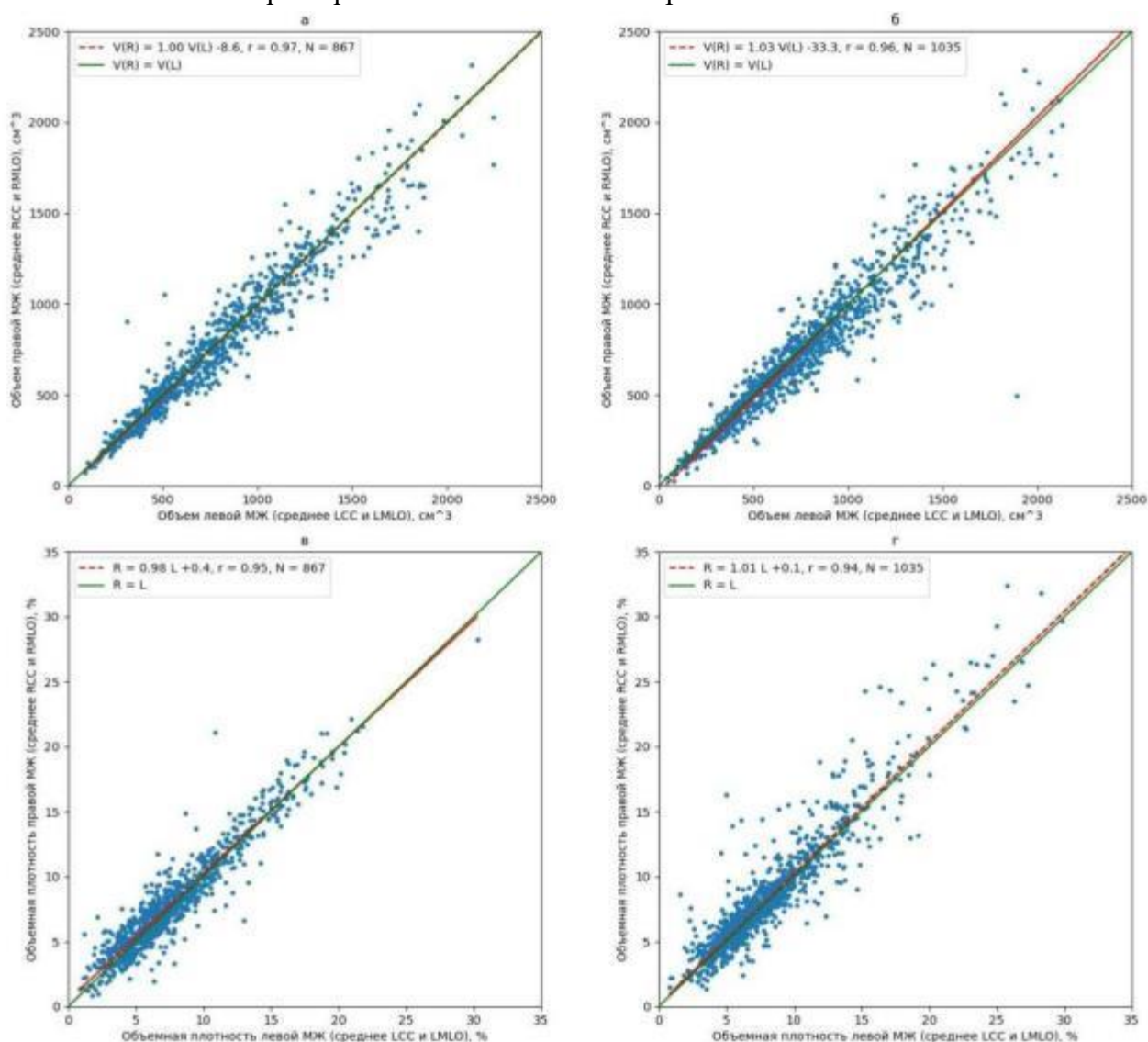


Рис. 1. Сравнение результатов работы ПО на левой и правой МЖ: а – объемы по снимкам с физическим растром; б – объемы по снимкам с виртуальным растром; в – ОПМЖ по снимкам с физическим растром; г – ОПМЖ по снимкам с виртуальным растром.

Для оценки результатов работы ПО были сформулированы следующие качественные критерии:

- объемы и объемные плотности правой и левой МЖ должны сильно коррелировать;
- объемы и объемные плотности, полученные из снимков в краниокаудальной и медиолатеральной проекций, должны сильно коррелировать;
- плотности должны снижаться с возрастом;
- частоты рассчитанных плотностей и категорий BI-RADS должны коррелировать с данными о соответствующих частотах из литературы;
- рассчитанные категории плотности не должны сильно расходиться с экспертными оценками.

На Рис. 1 показаны результаты проверки первого критерия. Видно, что все группы данных сильно коррелируют, т.е. критерий соблюдается.

На Рис. 2 показаны результаты проверки второго критерия. Видно, что все группы данных сильно коррелируют, т.е. критерий соблюдается.

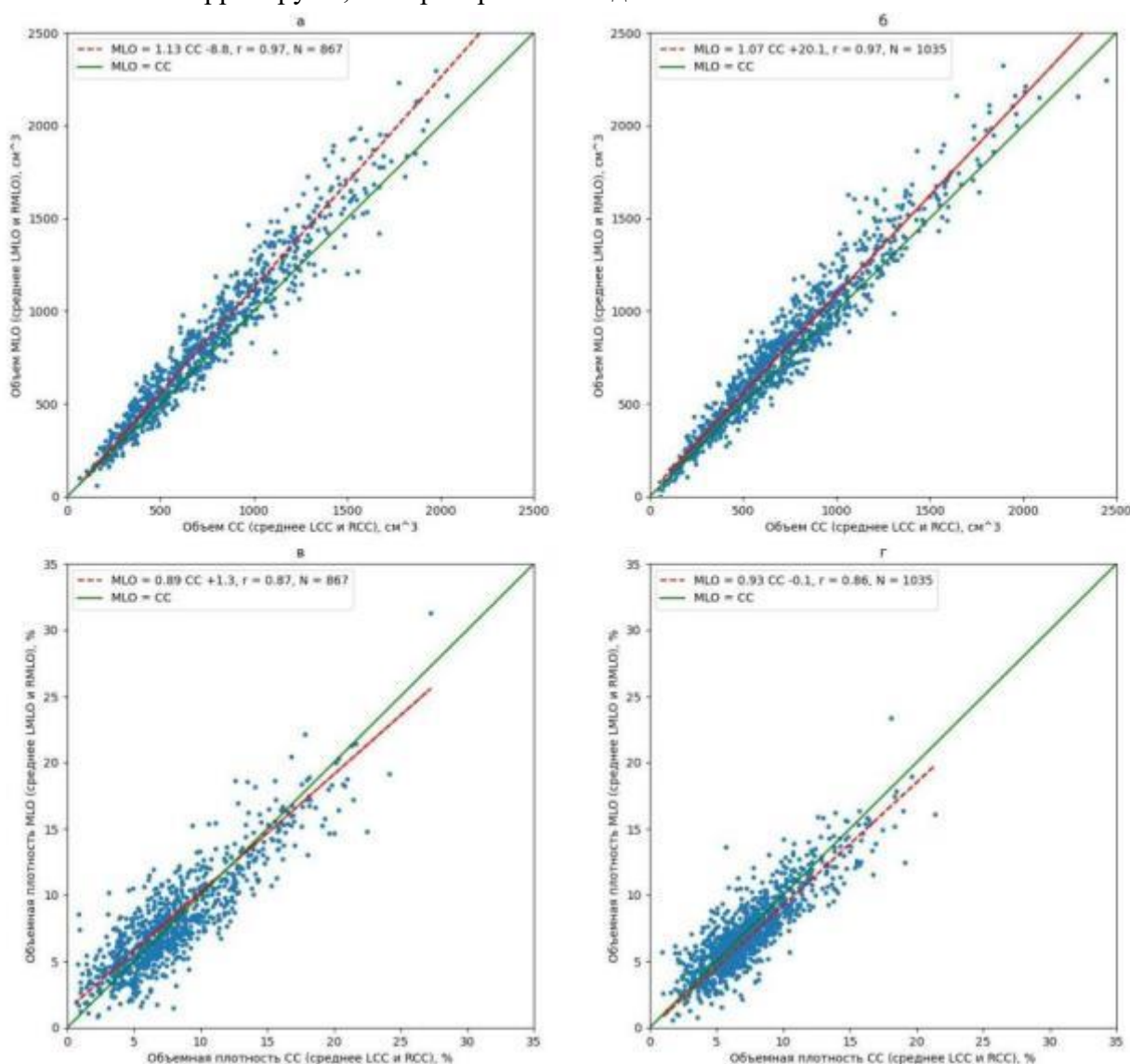


Рис. 2. Сравнение результатов работы ПО на проекциях CC и MLO: а – объемы по снимкам с физическим растром; б – объемы по снимкам с виртуальным растром; в – ОПМЖ по снимкам с физическим растром; г – ОПМЖ по снимкам с виртуальным растром.

На Рис. 3 показаны зависимости рассчитанных ОПМЖ от возраста. Видно, что ОПМЖ в целом снижается с возрастом, т.е. третий критерий соблюдается.

На Рис. 4 показаны распределения рассчитанных ОПМЖ. Полученные результаты схожи с данными из литературы [6], т.е. четвертый критерий соблюдается.

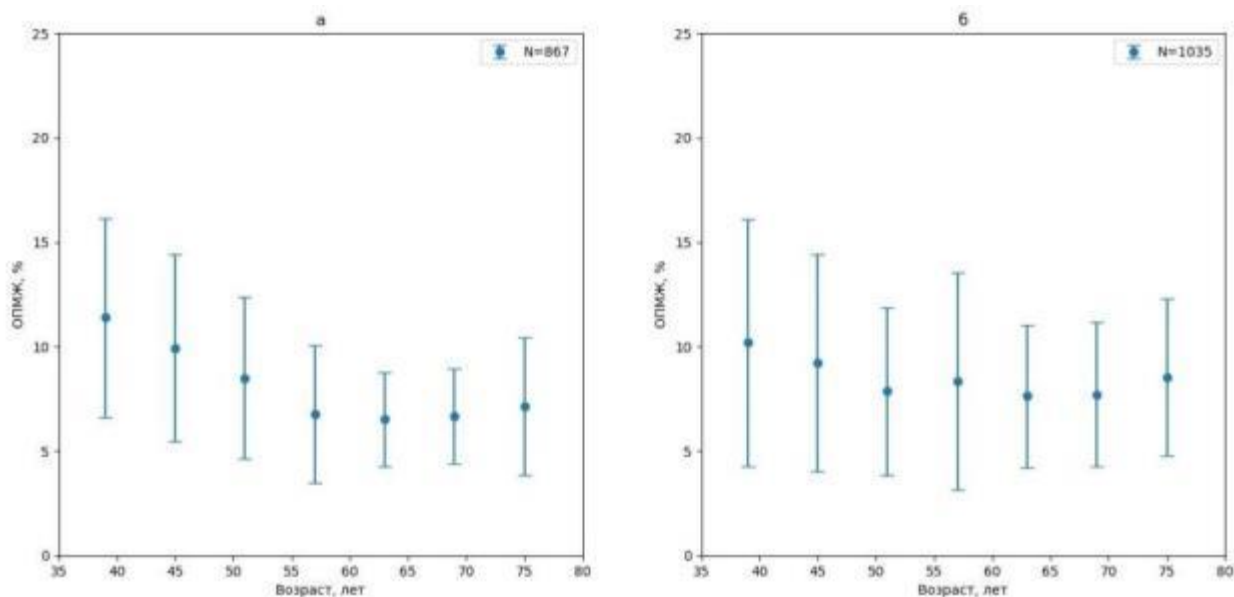


Рис. 3. Зависимости от возраста ОПМЖ рассчитанных по снимкам:
а – с физическим растром; б – с виртуальным растром.

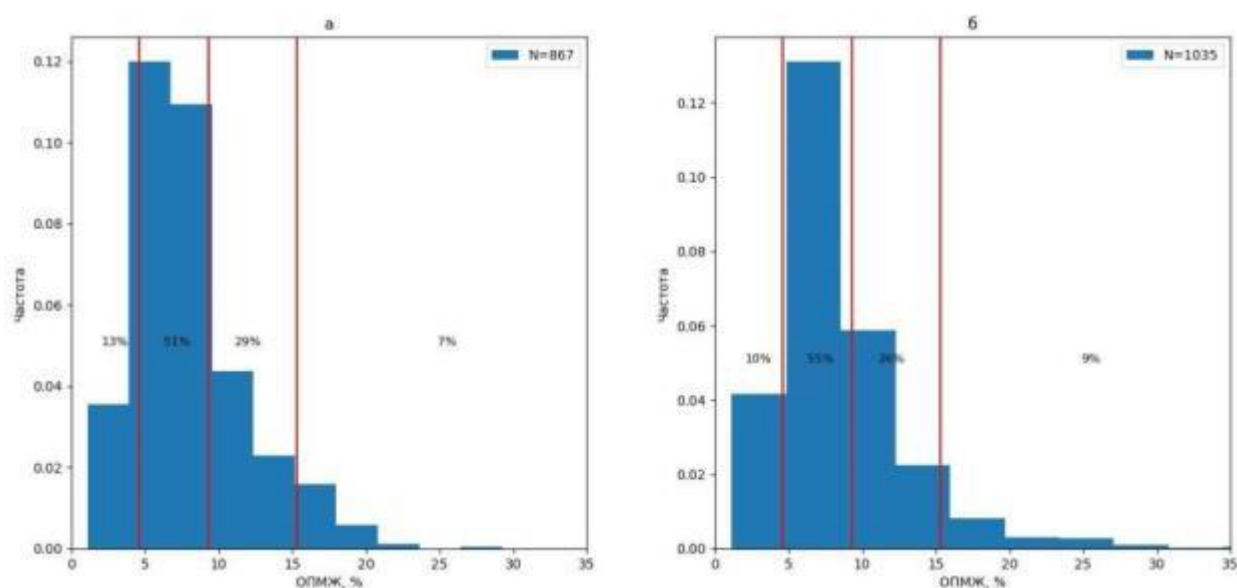


Рис. 4. Распределения ОПМЖ рассчитанных по снимкам:
а – с физическим растром; б – с виртуальным растром.

Сравнение рассчитанных категорий BI-RADS с оценками рентгенологов показано в Табл. 1, а сравнение по категориям плотная (А-В) / неплотная (С-Д) представлено в Табл. 2. Степень совпадения оценок в целом соответствует результатам работы аналогичного ПО, известным из литературы, т.е. пятый критерий соблюдается.

Результаты, полученные на аппаратах с физическим и виртуальным растрами, близки между собой и соответствуют сформулированным критериям качества, следовательно, разработанное ПО может применяться в скрининге, на аппаратах как с физическим, так и с виртуальным растром.

Табл. 1. Соответствие категорий плотности выставленными большинством рентгенологов и рассчитанных с физическим растром (слева) и с виртуальным растром (справа).

ДенсиМам Физ. растр	Рентгенологи				ДенсиМам СиГрид	Рентгенологи			
	A	B	C	D		A	B	C	D
A	8	12	1	0	A	10	10	1	0
B	17	68	11	0	B	27	73	16	1
C	2	16	38	1	C	0	10	24	2
D	0	0	4	5	D	0	0	2	3
Совпадений: 65%					Совпадений: 64%				

Табл. 2 Соответствие дуальных категорий плотности (плотная/неплотная) выставленных большинством рентгенологов и рассчитанных с физическим растром (слева) и с виртуальным растром (справа).

ДенсиМам Физ. растр	Рентгенологи		ДенсиМам СиГрид	Рентгенологи	
	Неплотная	Плотная		Неплотная	Плотная
Неплотная	105	12	Неплотная	114	18
Плотная	18	48	Плотная	10	31
Совпадений: 84%			Совпадений: 84%		

Работы выполнены при поддержке Фонда содействия инновациям.

Литература.

1. Nazari S.S., Mukherjee P. An overview of mammographic density and its association with breast cancer. // Breast Cancer. 2018; 25(3):259-67.
2. Бочкарева Е.В., Рожкова Н.И., Бутина Е.К., Ким И.В., Молчанова О.В., Микушин С.Ю., Ипатов П.В., Драпкина О.М. Маммографическая плотность молочной железы и сердечно-сосудистые заболевания у женщин. Обзор литературы. // Кардиоваскулярная терапия и профилактика. 2024; 23(8):4064.
3. Беспалов В.Г., Негусторов Ю.Ф. Маммографическая плотность как критерий эффективности лечения мастопатии и снижения риска рака молочной железы. // Опухоли женской репродуктивной системы. 2017; 13(2):33-41.
4. Шунков Ю.Е., Виноградов И.В., Булатов З.В., Варламов С.А., Поздняков Д.В., Касюк Д.М., Дабагов А.Р. Виртуальный растр для маммографии // XI Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2024. С. 16-20.
5. Шунков Ю.Е., Поздняков Д.В., Виноградов И.В., Дабагов А.Р. Доклинические испытания ПО для маммографического измерения объемной плотности молочной железы // X Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2023. С. 69-72.
6. Wagner T., Cockmartin L., Wang Y-K., Marshall N., Bosmans H. A practical work around for breast density distribution discrepancies between mammographic images from different vendors. Eur Radiol. 2025; 35(8):4885-4892.

О МИНИМАЛЬНОМ РАЗМЕРЕ ФОКУСНОГО ПЯТНА В МИКРОФОКУСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБКАХ

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

Методы микрофокусной рентгенографии находят широкое применение в науке, технике и медицине, позволяя исследовать внутреннюю структуру объектов с высоким пространственным разрешением на уровне нескольких микрон. Столь высокое разрешение достигается за счет применения микрофокусных рентгеновских трубок, которые обеспечивают размер фокусного пятна в диаметре от 1 до 100 мкм. Конструктивные исполнения микрофокусных трубок различных производителей схожи и включают в себя следующие основные узлы: высоковольтный изолятор, электронную пушку, систему фокусировки электронного пучка, анод с мишенью и систему охлаждения [1].

Минимизация фокусного пятна до субмикронных значений (менее 1 мкм) открывает путь к новому методу диагностики – нанофокусной рентгенографии, являющейся инструментом для прецизионных исследований в режиме нанометрового разрешения. Сравнение томографических систем от различных производителей на базе микрофокусных трубок указывает на отставание отечественных разработок (фокусное пятно 10-15 мкм) от зарубежных аналогов (0,5-5 мкм) [2]. Поэтому разработка микрофокусных трубок с субмикронным пятном является актуальной научно-технической задачей, решение которой обеспечит конкурентоспособность и технологический суверенитет в области прецизионной диагностики материалов.

Формирование фокусного пятна в субмикронном диапазоне ограничено рядом факторов, связанных с неоднородностью эмиссионных характеристик катодных материалов, абберациями элементов электронно-оптической системы, пределами по тепловой нагрузке материалов мишени. В микрофокусных трубках для достижения субмикронного размера фокусного пятна, электронно-оптическая система дополняется центрирующими катушками, промежуточной конденсорной линзой, полюсными наконечниками и апертурными диафрагмами, что снижает абберации и повышает стабильность электронного пучка [1]. Результаты исследований в области термо- и автоэмиссионных катодов, магнитных линз с коррекцией аббераций, позволяют пересмотреть нижние теоретические пределы размеров фокусного пятна в микрофокусных рентгеновских трубках [1, 3].

Теоретически достижимый минимальный размер фокусного пятна определяется параметрами ЭОС микрофокусной трубки и находится по соотношению

$$d_e = \sqrt{d_G^2 + d_D^2 + d_s^2 + d_c^2}, \quad (1)$$

где $d_G = \sqrt{\frac{4I}{\pi^2 \beta \alpha^2}}$ – диск Гауссова изображения, $d_D = \frac{1,22\lambda}{\alpha}$ – диск Эйри, $d_s = \frac{C_s \alpha^3}{2}$ – диск

сферических аббераций, $d_c = C_c \alpha \frac{\Delta E}{E}$ – диск хроматических аббераций, $\lambda = \frac{h}{\sqrt{2m_0 e_0 E}}$ –

длина волны де Бройля для электронов, I – ток пучка на мишени, β – яркость катода, E – энергия пучка, соответствующая ускоряющему напряжению U с учетом релятивистской

поправки $U^* = U \left(1 + \frac{e_0 U}{2m_0 c^2} \right)$, ΔE – энергетический разброс электронов, зависящий от типа

используемого катода и нестабильности ускоряющего напряжения, C_S и C_C – коэффициенты сферической и хроматической абберации, α – угол расходимости (или сходимости) пучка на мишени, h – постоянная Планка, c – скорость света в вакууме, m_0 и e_0 – масса и заряд электрона [3, 4].

Приведенные соотношения для диаметров дисков имеют принципиально отличающиеся зависимости от угла α , что приводит к нелинейности функции $d_e(\alpha)$. Детальное рассмотрение каждой из зависимостей $d_G(\alpha)$, $d_D(\alpha)$, $d_C(\alpha)$ и $d_C(\alpha)$ позволило выявить, что диски Эйри и хроматических аббераций вносят пренебрежимо малый вклад в диаметр фокусного пятна. С учетом $d_G = \sqrt{\frac{4I}{\pi^2\beta\alpha^2}}$ и $d_S = \frac{C_S\alpha^3}{2}$ соотношение (1) может быть преобразовано в более удобную форму

$$d_e = \sqrt{\frac{4I}{\pi^2\beta\alpha^2} + \frac{C_S^2\alpha^6}{4}}. \quad (2)$$

На рис. 1 представлены зависимости $d_G(\alpha)$, $d_D(\alpha)$, $d_C(\alpha)$, $d_C(\alpha)$ и $d_e(\alpha)$. При их построении значения I и U составляли 10 мкА и 100 кВ. Параметры β и ΔE приняты равными 10^5 А/ср $\times$ см 2 и 3 эВ, что характерно для вольфрамового (W) катода V-образной конфигурации. Коэффициенты C_S и C_C равные 10 мм взяты из литературных источников [3, 4].

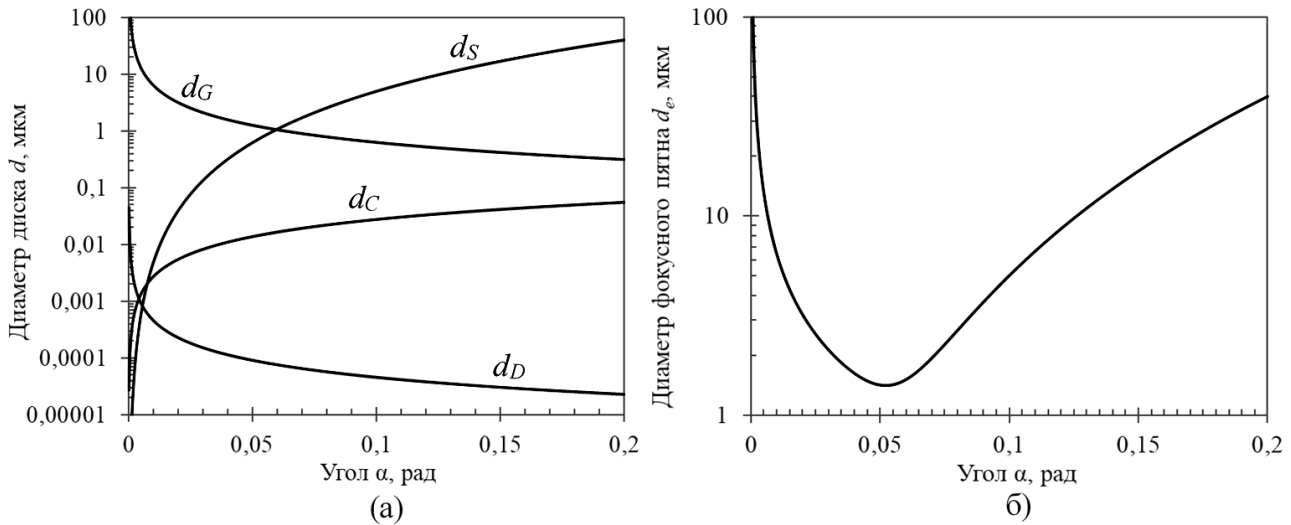


Рис. 1. Зависимости диаметров дисков (а) и диаметра фокусного пятна (б) от угла.

Зависимость $d_e(\alpha)$ на рис. 1б указывает на наличие оптимального угла сходимости α_{opt} электронного пучка на мишень, при котором достигается минимальный диаметр фокусного пятна. Решая уравнение $\frac{\partial}{\partial \alpha} d_e(\alpha) = 0$ находим соотношение для α_{opt}

$$\alpha_{opt} = \left(\frac{16I}{3\pi^2\beta C_S^2} \right)^{0.125}. \quad (3)$$

Подставляя (3) в (2), получаем соотношение для предельного минимального диаметра фокусного пятна при условии $\alpha = \alpha_{opt}$

$$d_{min} = \sqrt{\frac{8}{\pi^{1,5}} \left(\frac{I}{3\beta} \right)^{0,75} C_s^{0,5}}. \quad (4)$$

Используя полученное соотношение (4) проанализируем влияние параметров I , β и C_s на минимальный диаметр фокусного пятна микрофокусной трубки. При заданном U значение I будет определяться предельной рассеиваемой мощностью на аноде. Яркость определяется типом используемого катода. Справочные значения β составляют 10^5 А/ср×см² для V-образного W катода и 10^6 А/ср×см² для катода из гексаборида лантана (LaB₆). Коэффициент C_s зависит от конструкции используемой магнитной линзы и может изменяться в широком пределе. Типовые значения C_s для линз с осевым зазором (pinhole lens) составляют десятки мм, а с радиальным (snorkel lens) – единицы мм [3, 4]. На рис. 2 представлены зависимости $d_{min}(C_s)$ при различных I и β .

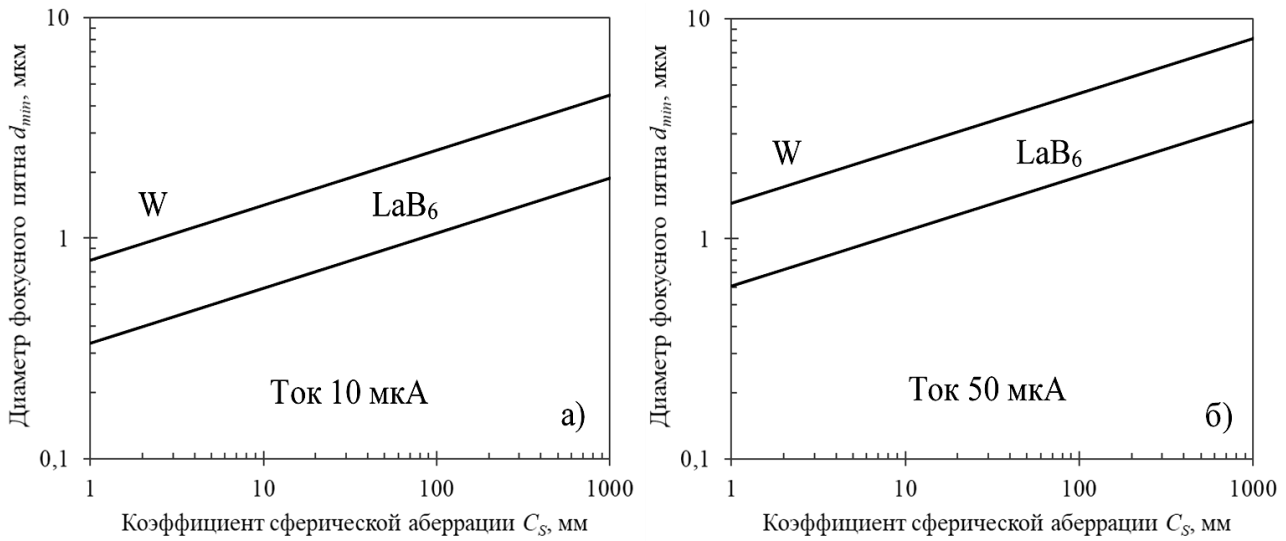


Рис. 2. Зависимости $d_{min}(C_s)$ для W и LaB₆ катодов при токе пучка 10 мкА (а) и 50 мкА (б).

Зависимости демонстрируют минимальный диаметр фокусного пятна в пределах 0,3-8 мкм в широком диапазоне значений I и C_s как для W, так и LaB₆ катодов. Однако субмикронные значения d_{min} наблюдаются только для LaB₆ катода и при коэффициенте C_s не более 100 мм.

Полученный результат подчеркивает критическую значимость выполнения условия обеспечения оптимального угла сходимости электронного пучка на мишени. На практике для выполнения условия $\alpha = \alpha_{opt}$ применяют апертурную диафрагму, которая обрезает пучок до нужного диаметра. При размещении диафрагмы диаметром D в магнитном зазоре линзы с фокусным расстоянием f угол сходимости пучка будет определяться как $\alpha = \arctg(D/2f)$. Коэффициент C_s также можно связать с фокусным расстоянием f и шириной магнитного зазора s по эмпирической формуле $C_s = 3f^3/s^2$ [4]. В этом случае соотношение (2) принимает вид

$$d_e = \sqrt{\frac{4I}{\pi^2\beta \cdot \arctg\left(\frac{D}{2f}\right)^2} + \frac{9f^6}{4s^4} \cdot \arctg\left(\frac{D}{2f}\right)^6}. \quad (5)$$

По соотношению (5) построим зависимости $d_e(f)$ и $d_e(D)$ при различных D и f , которые представлены на рис. 3. Параметры I , β и s примем соответственно равными 10 мкА, 10^6 А/ср $\times$ см² и 5 мм.

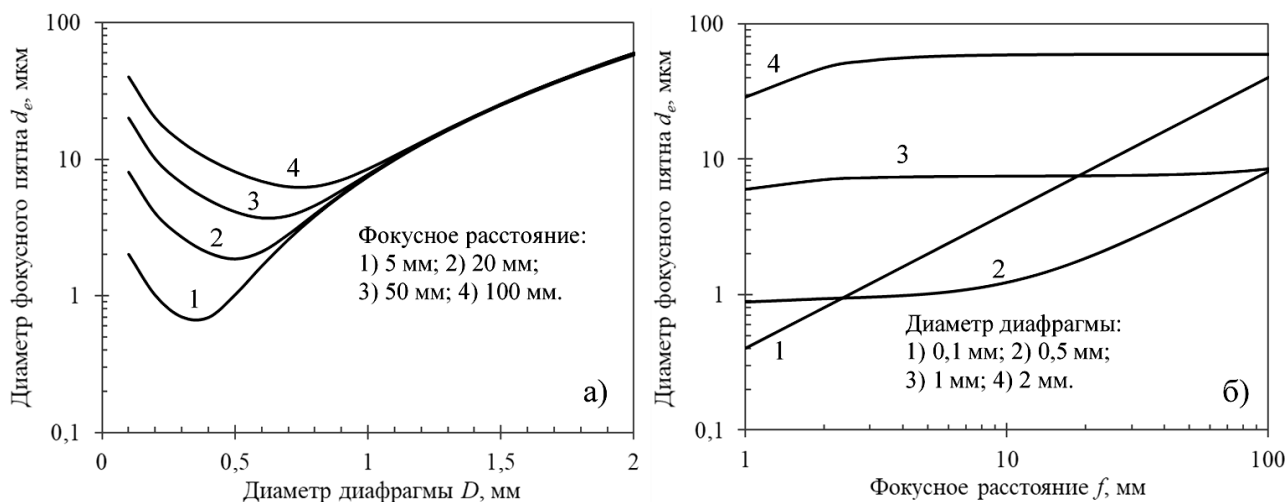


Рис. 3. Зависимости $d_e(D)$ (а) и $d_e(f)$ (б) для различных f и D .

Из анализа зависимостей следует, что фокусное пятно 1-10 мкм достигается при диаметре апертурной диафрагмы 0,1-1 мм в диапазоне f от 10 до 100 мм. Для перехода к субмикронным значениям d_e необходимо сужать диапазон D до 0,1-0,5 мм и переходить к фокусным расстояниям менее 10 мм. Важно отметить, что с увеличением D от 1 до 2 мм наблюдается отсутствие влияния f на диаметр фокусного пятна. Наблюдаемое незначительное снижение d_e возможно только при экстремально малых f (1-2 мм).

В результате выполнения работы установлено, что достижение субмикронного размера фокусного пятна преимущественно возможно при использовании LaB₆ катода и малых значениях коэффициента сферической аберрации (менее 100 мм). Ключевым условием является обеспечение оптимального угла сходимости пучка, что на практике реализуется применением апертурной диафрагмы.

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

Литература.

1. Carmignato S., Dewulf W., Leach R. Industrial X-Ray Computed Tomography. // Springer International Publishing. 2018. 369 p.
2. Артемьев Б.В., Исроилов Ж.О., Самухаер Мулатола, Селиванов К.В. Оборудование для рентгеновского контроля печатных плат, в том числе BGA // Контроль. Диагностика. 2024. Т. 27, № 7. С. 54-67.
3. Goldstein J.I., Newbury D.E., Michael J.R., Ritchie N.W., Scott J.H.J., Joy D.C. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. // Springer New York. 2017. 550 p.
4. Reimer L. Scanning Electron Microscopy: Physics of Image Formation and Microanalysis. // Springer Berlin Heidelberg. 1985. 463 p.

ТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ И МЕТОДЫ КОНТРОЛЯ КОНСТРУКТИВНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ВЫСОКОВОЛЬТНЫХ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКИХ МОНОБЛОКОВ

Безгласный П.А., Блинов Н.Н. (ООО «Рентген-Комплект»)

Современная медицинская диагностика характеризуется устойчивой тенденцией к технологическому совершенствованию. Несмотря на развитие новых методов визуализации, рентгенодиагностика остается одним из наиболее распространенных и отработанных способов неинвазивного исследования. Ключевым компонентом рентгеновской аппаратуры, отвечающим за генерацию ионизирующего излучения, является рентгеновский моноблок. Этот узел применяется в большинстве современных диагностических систем, сохраняя свою фундаментальную роль в обеспечении базового функционала оборудования [1].

Актуальность исследования обусловлена высокой частотой отказов рентгеновских моноблоков, приводящих к значительным экономическим потерям и сбоям в работе медицинских учреждений. Статистика подтверждает, что моноблоки являются наиболее ненадежными компонентами рентгенодиагностического оборудования. Это объясняется сложностью конструкции и работой в условиях экстремальных термических и электрических нагрузок. Современные тенденции к увеличению мощности и миниатюризации компонентов усугубляют проблемы надежности, требуя усложнения систем защиты при одновременном снижении запаса прочности. Подтверждением служат данные о поломках передвижного рентгено-хирургического аппарата С-Дуга АРХП АМИКО производства ООО «Рентген-комплект» за 2024-2025 годы (рис. 1).

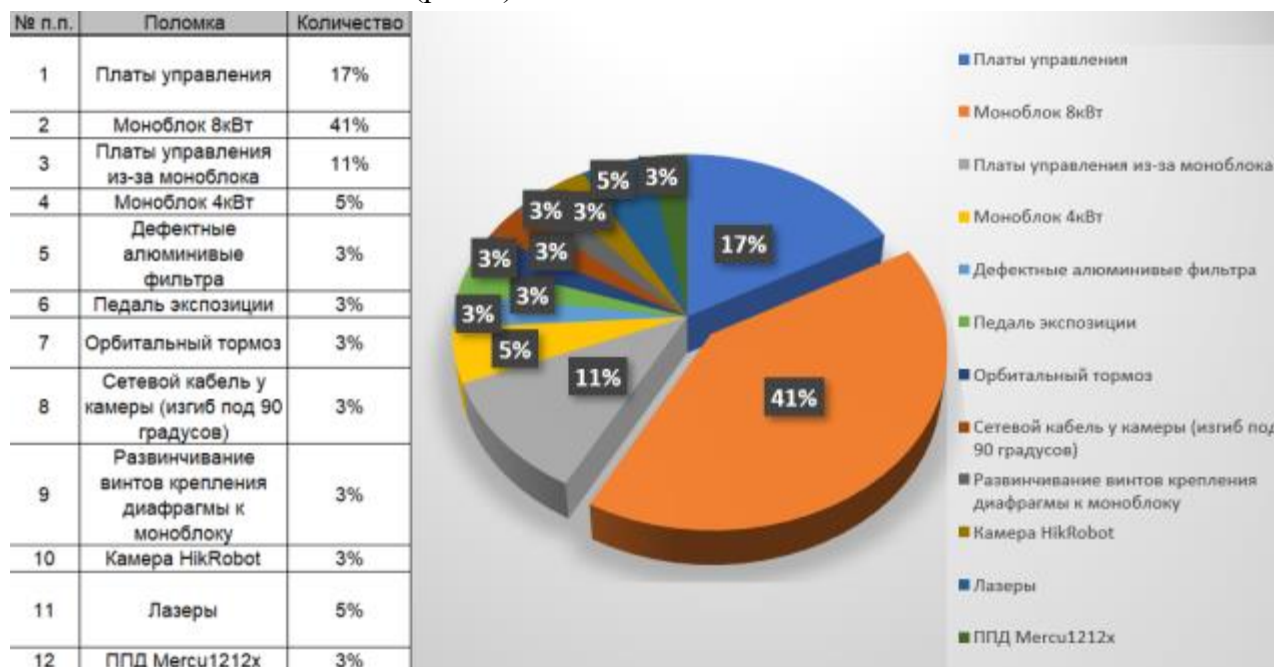


Рис. 1. Диаграмма поломок и неисправностей аппарата «АРХП-АМИКО».

Из представленной статистики видно, что самой часто-встречающейся поломкой является выход из строя моноблока на 4 и 8 кВт. Это составляет целых 46% от общего числа неисправностей за 2024-2025 годы, а если учесть элементы, причиной выхода из строя которых являлся тот же моноблок, то показатели поломок достигают 57%.

Ко всему вышеперечисленному можно добавить, что в текущее время отрасль столкнулась с системным вызовом, связанным с ограничениями на сервисное обслуживание сложной медицинской техники. Санкционные барьеры фактически заблокировали доступ к зарубежным сервисным центрам и заводам-изготовителям для проведения квалифицированного ремонта моноблоков. Отправка рентгеновских моноблоков для ремонта на заводы-изготовители стала не только экономически невыгодной, но и зачастую физически неосуществимой. Для решения этой проблемы, была поставлена задача полного изучения всех технических аспектов и конструктивных особенностей данных устройств для организации их сервиса и ремонта на российских площадках, а в перспективе - для разработки и производства собственных инженерных решений.

Для продуктивного обсуждения конструкторско-технологических решений необходимо детальное понимание физических основ и принципов работы рентгеновских моноблоков. В рамках данного исследования фокус будет сосредоточен на моноблоках масляного типа, что обусловлено их доминирующей распространенностью в российском диагностическом поле. Выбор этой конкретной категории оборудования позволит провести глубокий анализ характеристик, наиболее актуальных для отечественной системы здравоохранения.

Рентгеновский моноблок масляного типа представляет собой сложную инженерную систему, заключенную в герметичный металлический корпус, заполненный специальным трансформаторным маслом (рис. 2).

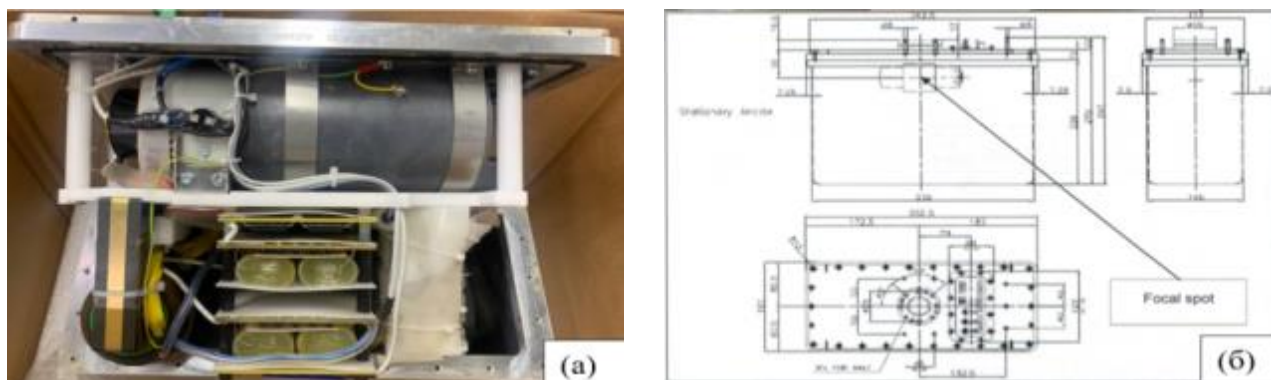


Рис. 2. а – фото внутренних компонентов моноблока, б – схема корпуса излучателя.

Основу конструкции составляет рентгеновская трубка - вакуумированный стеклянный или металлокерамический сосуд, содержащий катод с вольфрамовой нитью накала и вращающийся или стационарный анод из тугоплавкого металла [2]. Важнейшим компонентом является высоковольтная система, включающая трансформатор и умножитель напряжения, собранный по диодно-конденсаторной схеме. Все элементы погружены в трансформаторное масло, которое выполняет тройную функцию: электроизоляцию, охлаждение и защиту металлических элементов от коррозии. Для защиты от разрушения конструкции при расширении трансформаторного масла в процессе эксплуатации, в моноблоке продумана система в виде гибкой мембраны или расширительного бочка.

Принцип действия излучателя основан на термоэлектронной эмиссии - при нагреве катода происходит испускание электронов, которые ускоряются высоким напряжением и ударяются об анод, вызывая тормозное рентгеновское излучение [1]. Корпус моноблока обеспечивает не только механическую защиту, но и радиационную безопасность благодаря

свинцовым экранам, которые расположены по всей внутренней поверхности системы. Так же очень важна система уплотнений, которая гарантирует поддержание необходимого вакуума в системе и предотвращает утечку масла.

Основываясь на опыте диагностики и попытках восстановления моноблоков на площадке компании ООО «Рентген-комплект», представлена классификация основных неисправностей данных систем: первую группу составляют дефекты электрических цепей и компонентов, проявляющиеся в виде пробоя высоковольтного трансформатора, выхода из строя диодов умножителя напряжения, деградации изоляции обмоток и нарушения контактов в высоковольтных соединениях [3]. Зачастую встречаются поломки и выход из строя компонентов управляющей схемы, которая находится на поверхности корпуса моноблока. Вторую значительную категорию образуют проблемы, связанные с изменением физико-химических свойств трансформаторного масла. В процессе эксплуатации происходит неизбежное старение и окисление диэлектрической жидкости, накопление продуктов износа механических частей, повышение влагосодержания и образование газовых включений, что в совокупности приводит к существенному ухудшению изоляционных характеристик и охлаждающей способности. Третья группа объединяет механические и конструкционные дефекты, включая разгерметизацию вследствие износа уплотнительных прокладок, появление трещин и деформаций, коррозию металлических элементов, а также ошибки проектирования, проявляющиеся в недостаточной эффективности системы охлаждения или неоптимальной компоновке, что может приводить к перегревам или даже к пробоям.

В первую очередь необходимо научиться бороться с проблемой, связанной с электрическими пробоями, возникающими в последствии ухудшения качества масла в процессе эксплуатации, так как данный тип неисправности количественно преобладает на практике. Возникает потребность в оценке физико-химических свойств и характеристик масла. Одной из таких ключевых характеристик является величина пробивного напряжения $U_{пр}$, которая описывает значение разности потенциалов между двумя сферическими электродами, находящимися на расстоянии 2,5мм, при которой происходит электрический пробой сквозь масляный диэлектрик. Для контроля за этой величиной был приобретен аппарат испытания масла Скат-М100В. В руководстве по эксплуатации и техническому обслуживанию итальянских моноблоков ВМІ написано, что пробивное напряжение масла, используемого в данных моноблоках, должно быть выше 60кВ. Проведя эксперимент на установке Скат-М100В получено, что среднее значение пробивного напряжения из 5 измерений составляет 37.5 кВ и 39.0 кВ для двух разных проб, взятых из моноблока, в котором был зафиксирован электрический пробой (рис. 3).



Рис. 3. Результаты испытания трансформаторного масла.

Такие показатели говорят о необходимости создания методики замены и регенерации трансформаторного масла, используемого в данных излучателях.

Самым простым и удобным способом улучшения качества масла в настоящее время является метод вакуумной дегазации, при котором из трансформаторного масла удаляются растворённые газы и влага за счёт снижения парциального давления, что повышает пробивное напряжение, благодаря устранению газовых и паровых микровключений, служащих центрами инициирования лавинного пробоя.

В первоочередном порядке был спроектирован и изготовлен вакуумный стенд, установленный на фланец смотрового окна моноблока. К системе был подключен вакуумный насос 2НВР-5ДМ. Моноблок находился под разрежением в течение 24 часов, что позволило одновременно провести дегазацию масла и контроль герметичности корпуса. Испытания на электрическую прочность показали, что пробивное напряжение масла после вакуумной обработки осталось без изменений. Причиной послужила недостаточная глубина вакуума — абсолютное давление в системе составляло 60 кПа. Создание более высокого вакуума в данной конфигурации невозможно из-за конструктивных особенностей моноблока: его тон алюминиевые стенки не имеют рёбер жёсткости и при снижении давления ниже 60 кПа начинают деформироваться, что приводит к образованию трещин в угловых сварных швах. Для решения проблемы была предложена альтернативная технология, позволяющая улучшить диэлектрические свойства масла без создания глубокого вакуума. Разработана конструкция для принудительной закачки трансформаторного масла в моноблок с использованием автомобильной топливной форсунки (рис.4).



Рис. 4. Система закачки масла с помощью форсунки.

Технология вакуумной заливки масла через форсунку непосредственно в магистраль моноблока представляет собой высокоэффективный метод подготовки диэлектрика. В данной системе вакуумный стенд присоединяется непосредственно к выходному фланцу моноблока, создавая замкнутый контур. Вследствие созданного перепада давлений масло поступает через форсунку-распылитель в камеру вакуумного стенда, где мгновенно преобразуется в мелкодисперсную взвесь. Данное состояние характеризуется многократным увеличением площади раздела фаз, что в соответствии с законом Фика и уравнением массопереноса ускоряет процесс дегазации:

$$m = \int J \cdot dA \approx -D \cdot A \cdot \left(\frac{dC}{dx} \right) \quad (1)$$

где: m – интенсивность дегазации [кг/с], J – плотность диффузионного потока [кг/(м²·с)], A – площадь поверхности раздела фаз [м²], D – коэффициент диффузии, dC/dx – градиент концентрации [кг/м⁴].

Опробовав данный метод дегазации в деле, были получены результаты, не соответствующие ожиданиям: тест на измерительной установке показал, что качество масла после вакуумной дегазации ухудшилось и среднее значение пробивного напряжения стало порядка 20 кВ. В нашем эксперименте по заправке масла с использованием форсунки произошло ухудшение качества масла из-за недостаточного вакуума в системе. Низкий уровень разрежения (60 кПа) привел к повышенному содержанию кислорода в камере. В процессе распыления масло интенсивно перемешалось с остаточным воздухом, что вызвало его окисление вместо планируемой дегазации. Дополнительным негативным фактором стало загрязнение масла при стекании по стенкам вакуумного стенда, где оно собрало частицы пыли и продукты износа с внутренних поверхностей системы. В результате вместо ожидаемого повышения пробивного напряжения мы получили масло с ухудшенными диэлектрическими характеристиками из-за окисления и механического загрязнения.

В связи с этим возникла необходимость в создании такой системы, которая позволит производить дегазацию масла под глубоким вакуумом, в свою очередь не разрушая и не деформируя корпус излучателя. Продумана система, которая разделяет процесс заливки и дегазации с помощью использования двух вакуумных камер. Идея состоит в том, что в малой вакуумной камере происходит дегазация трансформаторного масла, которое порционно впрыскивается внутрь откачиваемого объема, при этом возможно создать глубокий вакуум, так как в данной системе не присутствует моноблок. Вторая вакуумная камера представляет собой вместительный цилиндр, в который погружен излучатель с открытым выходным окном. В данной системе так же возможно создать глубокий вакуум, так как давление внутри и снаружи корпуса излучателя уравнивается, что не приводит к деформации его стенок. Обе камеры соединены между собой маслобензостойким шлангом. Когда процесс дегазации закончен, давление в первой камере поднимают до атмосферного, и очищенное масло в силу разницы давлений между системами поступает внутрь второй камеры и закачивается в моноблок. Так же к данной системе можно добавить масляные фильтры, которые будут очищать масло от механических частиц и продуктов термического разложения и окисления. Такая система позволит добиться максимального качества подготовки масла за счет разделения процессов глубокой дегазации в оптимальных условиях и безопасной заливки, исключаящей деформацию моноблока и вторичное загрязнение, что в совокупности обеспечит высочайшие диэлектрические характеристики масла и надежную работу дорогостоящего оборудования.

Литература.

1. Клюев В.В. Рентгеновская техника: учебное пособие для вузов // М.: Энергоатомиздат, 1991. 368 с.
2. Клюев В.В. Справочник по рентгентехнике // Л.: Машиностроение, 1976. 416 с.
3. Блинов Н.Н. Рентгеновские диагностические аппараты / Н.Н. Блинов. - М.: Медицина, 1976. 328 с.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ ПРОИЗВОДСТВА АО «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН»

Моторко И.А., Куликов Н.А., Куликов Н.Н., Баклин А.С., Тучак Г.Э., Ксенофонтова О.П.,
Панфиленков С.А., Павлов В.В., Удинцев М.П. (АО «Светлана-Рентген»)

С развитием отечественной рентгеновской промышленности неизбежно возникает необходимость модернизации изготавливаемых рентгеновских трубок (РТ) и разработки нового поколения приборов с лучшими характеристиками. Возникает необходимость повышения напряжения для просвечивания более плотных и более толстых материалов, повышения мощности приборов для уменьшения времени экспозиции, уменьшения размеров фокусного пятна (ФП) для улучшения резкости изображения. Возникает необходимость переосмысления старых конструкций для улучшения теплоотвода и увеличения электрической прочности. По всем этим направлениям предприятием АО «Светлана-Рентген» совместно с потребителями РТ ведётся активная работа.

РТ для маммографии

В 2024 году была завершена разработка а в 2025 году проведено освоение серийного производства новых РТ для маммографии, поставляемых на внутренний рынок.

Для замены РТ фирмы IAE XM15T и XM15 были разработаны РТ 4-16БД69-49 (рис. 1) и 2,4-10БД70-40. Работа велась совместно с АО «С.Е.Д. - СПб». При разработке РТ было принято решение не использовать фокусирующую систему импортной трубки XM15, а спроектировать собственную. В процессе разработки использовались методы компьютерного моделирования электронных пучков для установления оптимальной конструкции фокусирующей системы.

Испытания, проведённые одним из производителей медицинских рентгеновских аппаратов, признали излучатель ИРМ-69 (рис. 2), разработанный АО «С.Е.Д. - СПб», и использующий в качестве источника рентгеновского излучения (РИ) РТ 4-16БД69-49, соответствующим излучателю XM1016T (усовершенствованная версия XM15T), а по параметрам превосходящим его даже несмотря на использование двухугловой мишени для дополнительного уменьшения малого фокуса у IAE [1]. В частности, у излучателя XM1016T разрешение поперек оси РТ хуже, чем вдоль в сравнении с излучателем ИРМ-69.

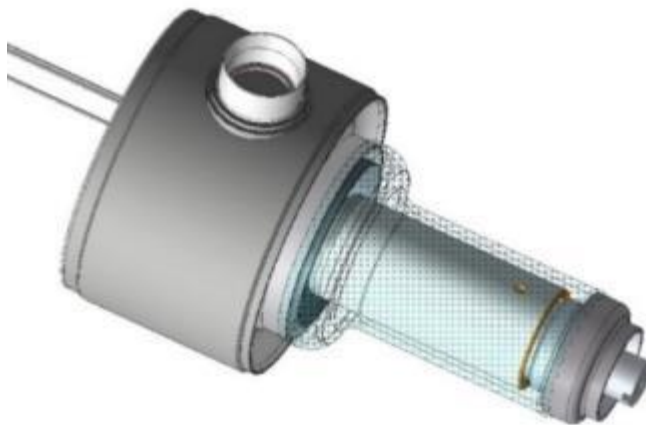


Рис. 1. РТ 4-16БД69-49.



Рис. 2. Излучатель ИРМ-69.

Композитная мишень W-Re-Mo/C

Для увеличения теплоёмкости мишеней, используемых в трубках с вращающимся анодом, на АО «Светлана-Рентген» ведутся работы по изготовлению композитной мишени, состоящей из металлической мишени W-Re-Mo и графитовой подложки. На данный момент успешно протестирована технология пайки мишени с подложкой и её дальнейшее использование в опытных излучателях. Использование такой мишени в РТ позволит увеличить время общей экспозиции РТ, а также использовать приборы с вращающимся анодом для рентгеноскопии, в т.ч. для интероперационного наблюдения.

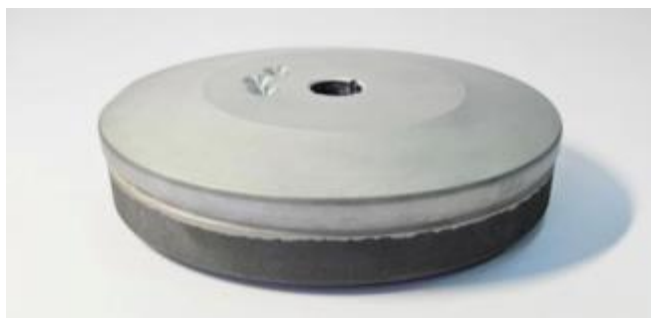


Рис. 3. Композитная мишень W-Re-Mo/C.

РТ для промышленного просвечивания

Продолжается работа по разработке РТ 1,2-4,5БПМ89-450 (рис. 4). Необходимое высокое напряжение потребовало разработки и создания новой испытательной схемы, способной генерировать напряжение 500 кВ и при этом поддерживать ток до 40 мА. Такая схема на сегодняшний день разрабатывается предприятием ООО «Синтез НДТ» совместно с АО «Светлана-Рентген» и устанавливается на нашем предприятии. Она позволит не только испытывать на ней новое поколение приборов на напряжения до 450 кВ, но и улучшить характеристики выпускаемой продукции на 300 и 320 кВ, например, 1,8БПК11-300, 1,6БПК28-300, БПК38/39-300, 0,96БПК41-320.

Сам же прибор потребовал переосмысления технологии изготовления деталей и конструкции стеклянного изолятора. Для повышения электрической прочности в ней будет использоваться баллон с увеличенной толщиной стенки, в связи с этим потребовалось изменение конструкции анодного кольца баллона для исключения появления трещин в спае, а также изменена технология изготовления анодного узла. Данный прибор будет самым высоковольтным и мощным источником РИ с массивным анодом, изготавливаемым на предприятии.

На данный момент собрана партия опытных образцов РТ 1,2-4,5БПМ89-450, успешно прошедших испытание на номинальную мощность 4,5 кВт при напряжении 330 кВ и испытание при напряжении 400 кВ при пониженной мощности 4 кВт. В ближайшее время планируется провести испытание на новой испытательной схеме для проверки работоспособности РТ при номинальной мощности при номинальном напряжении.

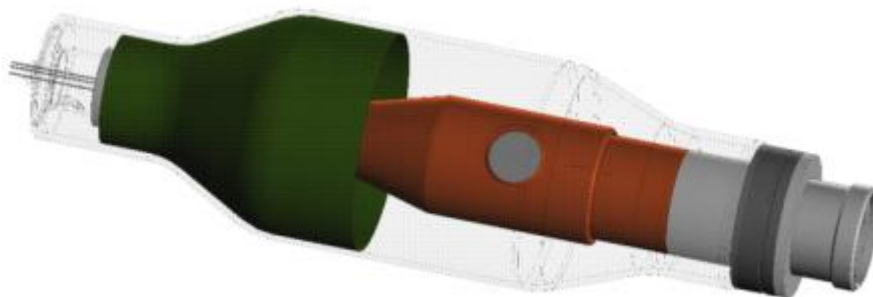


Рис. 4. РТ 1,2-4,5БПМ89-450.

Острофокусная РТ для томографии

На базе РТ 0,12БПК25-120 разрабатывается острофокусная РТ 0,12БДМ40-120 (рис. 5). Для уменьшения ФП была разработана новая фокусирующая система. Более узкий паз, по результатам моделирования, дополнительно сжимает электронный пучок. Было собрано 3 макета РТ, которые были переданы предприятию ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» для исследования параметров. Получилось добиться меньшего размера ФП в сравнении с 0,12БПК25-120 с тем же уровнем эмиссии. Основной конструктивной особенностью прибора является наличие вывода фокусирующего электрода. Подачей напряжения смещения на этот вывод удалось добиться круглого эффективного ФП диаметром 0,3 мм. Работы по модернизации фокусирующей системы продолжаются – проводится компьютерное моделирование траекторий электронов с различными вариантами фокусирующего электрода.



Рис. 5. РТ 0,12БДМ40-120.

РТ для медицинской терапии

Продолжается также работа над РТ 0,15БТМ2-50 [2]. Особенностью данной трубки является достаточно тонкий (диаметр не более 11 мм) трёхсекционный вынесенный прострельный анод с мишенью, который позволяет подводить источник рентгеновского

излучения максимально близко к облучаемому объекту (тканям). Первая секция – это протяжённая труба с фланцем. Вторая секция – это керамический изолятор. Третья – сферическая мишень, состоящая из бериллиевого колпачка, на внутреннюю поверхность которого нанесено покрытие из вольфрама. Такая конструкция позволяет разделить анодный ток на части (составляющие), одна из которых (ток мишени) отвечает за генерацию рентгеновского излучения. Подобное разделение анодного тока позволяет стабилизировать непосредственно ток мишени, а следовательно, стабилизировать дозу рентгеновского излучения. Диапазон напряжений до 50 кВ и мощность трубки в повторно-кратковременном режиме до 150 Вт предоставляет огромный спектр возможностей использования данной трубки в терапии. Например, значительно снизить время, с 40 минут до 1 минуты, обработки прооперированных тканей.

Под трубку был разработан фирмой НПФ СИНТЕЗ специализированный генератор, установленный в терапевтическом комплексе контактной лучевой терапии английского производства Papillon-50. Он разработан для внутрисполостного лечения прямой кишки (как самостоятельный метод) или в комплексе с внешней лучевой терапией и хирургическим вмешательством. При небольших низко расположенных опухолях прямой кишки, 3-4 амбулаторных сеанса внутрисполостной радиотерапии позволяют достичь очень высоких показателей выздоровления с сохранением нормальной функции сфинктера. В случае более распространённого поражения, это лечение помогает уменьшить размеры злокачественного образования и повысить показатели стерилизации области удаленной опухоли. В некоторых случаях, полная регрессия опухоли у слабых пациентов позволяет отложить операцию или даже избежать её. Этот метод использования рентгеновских лучей со слабой проникающей способностью ценен также при лечении небольших злокачественных образований кожных покровов шейно-лицевого отдела. Он используется как самостоятельное лечение или после хирургического вмешательства [2].

Успешное применение этого оборудования подтверждено тысячами проведённых операций с положительными результатами.

В 2018 году данной разработкой заинтересовались представители отечественной медицины, и для российских врачей была разработана трубка, имеющая другой конструктив, позволяющий значительно расширить применяемость данного метода терапии и сейчас осуществляется разработка отечественного аппарата для проведения полостных облучений. Силами кафедры электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ» изготовлен опытный образец рентгеновского аппарата OncoRobot для проведения необходимых клинических исследований.

Требуемые электрические и рентгенооптические параметры на РТ 0,15БТМ2-50 были успешно получены и на данный момент ведётся оптимизация техпроцессов для облегчения изготовления приборов. Использование в процессе изготовления РТ испытательного стенда, разработанного НПФ «Синтез НПФ», упрощает и сокращает время центровки ФП, позволяя наблюдать изменение положения ФП на мишени с использованием видеокамеры непосредственно в процессе центровки. Система охлаждения этого испытательного стенда позволяет проводить длительные испытания РТ.

РТ для спектрального анализа.

Продолжается работа над унификацией РТ 4РХВ9-Re (рис. 6). Была переработана конструкция всей трубки для возможности более простого встраивания её в аппараты

существующие на рынке. Данная РТ может заменять собой широкий ассортимент приборов, таких как OEG-76, OEG-83, OEG-92, OEG-49 и OEG-95. Проведенные испытания РТ на таких заводах как НЛМК, ООО «АСР ГРУПП» в Донецке, Rockwool в г. Балашиха, подтвердили её возможности по импортозамещению.



Рис. 6. РТ 4PXB9-Rh.

Литература:

1. Излучатели рентгеновские диагностические ИРМ-69 и ХМ1016Т. Протокол технических испытаний №1 от 24.09.25. 19 с.
2. Баклин А. С., Бербушенко Д.А., Куликов Н.А., Павлов В.В., Тучак Г.Э., Удинцев М.П. Новые и модернизированные рентгеновские трубки АО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля, спектрального анализа, терапии и медицинской диагностики // X Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2023, с. 61-66.

ОТЕЧЕСТВЕННЫЕ ИЗЛУЧАТЕЛИ ПРОИЗВОДСТВА АО «С.Е.Д.-СПБ»

Бочеригов А.Д., Горлов А.П. (АО «С.Е.Д.-СПб»)

В рамках реализации государством программы импортозамещения доля рынка отечественных комплектующих для медицинских и промышленных рентгеновских аппаратов за последние годы продолжает расти. Тем самым потребность рынка в отечественных комплектующих очевидна. АО «С.Е.Д.-СПб» занимается производством и разработкой одного из важнейших узлов любого рентгеновского аппарата – излучателем рентгеновского излучения. Продукция АО «С.Е.Д.-СПб» изготавливается на базе рентгеновских трубок АО «Светлана-Рентген».

За прошедший год, количество медицинских изделий, в регистрационные удостоверения которых производители включили продукцию АО «С.Е.Д.-СПб», продолжило расти. Также увеличивается число излучателей, установленных на действующие аппараты в ряде лечебно-диагностических учреждений, в рамках сервисного обслуживания медицинской техники.



Рис. 1. Производственный участок АО «С.Е.Д.-СПб».

На данный момент АО «С.Е.Д.-СПб» имеет два семейства серийно производимой продукции:

- Семейство рентгеновских диагностических излучателей (ИРД);
- Семейство рентгеновских маммографических излучателей (ИРМ);

Все серийно выпускаемые АО «С.Е.Д.-СПб» излучатели имеют оформленное в соответствии с ПП№719 российское происхождение. Семейство ИРД включает в себя серийный излучатель ИРД-67 на базе рентгеновской трубки 27-75БД67-150, а также новый излучатель ИРД-84 на базе трубки 30-80БД84-150.



Рис. 2. Излучатели ИРД-67 и ИРД-84.

Кроме того, подготовлены новые разработки: излучатель в малогабаритном корпусе формата XS, предназначенный для палатных аппаратов и малогабаритных медицинских изделий; излучатель в большом корпусе формата XXL, рассчитанный на использование в режиме рентгеноскопии.

Отличительной чертой ИРД-84 от ИРД-67 служит большая теплоёмкость излучателя (1100 кДж), а также увеличенный диаметр анода рентгеновской трубки, что позволяет использовать данный излучатель в режимах большей мощности по сравнению с ИРД-67. Были проведены стыковочные испытания с медицинскими изделиями производства АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд», АО "РЕНТГЕНПРОМ" и других производителей, по результатам которых было принято решение о запуске ИРД-84 в серийное производство. Также на ИРД-84 завершается процедура получения документов о подтверждении российского происхождения.

Линейка маммографических излучателей ИРМ-69 представлена в 4 исполнениях:

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

Основным конструктивным отличием применяемых трубок является материал мишени: 4-16БД69-49 – вольфрам-рений-молибден, 2,4-10БД70-40 – молибден.

За последний год была проведена работа по улучшению качества производимой продукции.

Продолжается локализации комплектующих, для выпускаемых и разрабатываемых излучателей и трубок на российских предприятиях. Совместно с рядом предприятий были разработаны и произведены: пробные партии новых корпусов в различных вариантах, а также первые партии статоров.

В течение 2025 года велись разработки в области улучшения качества подшипникового узла вращающегося анода. Для этих целей АО «С.Е.Д.-СПб» заключило договор на разработку опор с одним из отечественных производителей точных подшипников. Техническое задание было сформировано с учетом технологических требований АО «Светлана-Рентген».

Полученные опоры (2шт) переданы в АО «Светлана-Рентген» для сборки рентгеновских трубок 27-75БД67-150. В результате испытаний изготовленных трубок в составе излучателя, опоры показали свою работоспособность на скоростях до 10000 об/мин, но требуют доработки технологии производства для снижения акустических шумов.

Для тестирования новых узлов излучателя были разработаны новые стенды ресурсных испытаний.

Совместно с ФГБУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора обсуждаются вопросы обращения медицинских изделий (рентгенодиагностического оборудования) и его обслуживания, в случае рисков возникновения дефектов комплектующих (излучателей) импортного производства.

Следующим шагами в области разработки и производства отечественных рентгеновских излучателей АО «С.Е.Д.-СПб» видит:

- Завершение разработки излучателя для хирургических аппаратов на базе рентгеновской трубки производства АО «Светлана-Рентген»;

– Разработку излучателей для неразрушающего контроля на базе рентгеновской трубки производства АО «Светлана-Рентген».

За прошедшее время предприятие расширило свои компетенции в разработке и производстве различных типов рентгеновских излучателей. АО «С.Е.Д.-СПб» продолжает самостоятельно предлагать рынку новые варианты своей продукции, а также готово к совместной, технической работе с производителями рентгеновской техники.

РЕНТГЕНОФЛУОРЕСЦЕНТНЫЙ ПОТОКОВЫЙ АНАЛИЗАТОР АК-21: НОВОЕ РЕШЕНИЕ В АНАЛИТИЧЕСКОМ КОНТРОЛЕ ПРОИЗВОДСТВ

Ермолинская В.А., Красавин В.В., Резник С.В. (АО «ТЕХНОЛИНК»)

Компания ТЕХНОЛИНК с 1996 года успешно разрабатывает и внедряет системы автоматизации на промышленных предприятиях – АСУТП, MES, LIMS и другие. Специалисты компании разрабатывают новые и модернизируют существующие системы управления, позволяющие повысить эффективность производства, сократить потери, повысить производительность технологических процессов, обеспечить информационную вооруженность персонала и руководства для принятия эффективных решений.

Начиная с 2005 года, ТЕХНОЛИНК производит оборудование для АСАК (автоматизированных систем аналитического контроля) и АСОПП (автоматизированных систем опробования пульповых продуктов) под торговой маркой @LAST. При этом ведётся постоянная работа по модернизации и совершенствованию выпускаемой продукции, расширению её номенклатуры. Центральным элементом системы АСАК является анализатор – источник оперативной информации о химическом составе контролируемых продуктов. За 20 лет компания ТЕХНОЛИНК прошла путь от применения в своих системах анализаторов сторонних производителей до разработки и успешного применения собственного потокового анализатора АК-21. Начиная с 2024 года, анализатор АК-21 оснащается новейшим рентгенофлуоресцентным спектрометром РФСУ собственной разработки ТЕХНОЛИНК.

Анализатор АК-21 является серийным изделием и соответствует нормативам по электробезопасности, электромагнитной совместимости и радиационной безопасности.

В состав анализатора входят две проточные кюветы: во время анализа одной кюветы, вторая проходит стадию промывки и готовится к приёму следующей пробы. Применение двух измерительных кювет позволяет разделить потоки на «богатые» и «бедные» и исключить кросс-заражение проб, искажающее результаты анализа. Каждая кювета имеет защитное окно из полимерной плёнки, которая автоматически сменяется с программируемой периодичностью, а также в экстренных случаях прорыва пленки, без остановки измерений. Участие человека требуется в среднем один раз в квартал для замены рулона плёнки.

Для обеспечения стабильности измерений и корректировки на аппаратурный дрейф в анализаторе установлена стационарная кювета с твердым реперным образцом. Измерение реперного образца один раз в цикл (обычно 15 минут) позволяет учитывать сдвиг спектра как по интенсивности, так и по энергетической шкале.

Основным средством измерения в анализаторе АК-21 является энергодисперсионный рентгенофлуоресцентный спектрометр РФСУ. Он оснащен источником первичного рентгеновского излучения (маломощной рентгеновской трубкой), SDD детектором высокого

разрешения с термоэлектрическим охлаждением и многоканальным амплитудным анализатором импульсов. Спектрометр позволяет за одну экспозицию 20-60 с измерить интенсивности флуоресценции всех элементов, составляющих пробу, а также интенсивности рассеянного излучения рентгеновской трубки для учёта плотности пробы и вычета фона.

При разработке спектрометра РФСУ учтён многолетний опыт ТЕХНОЛИНК по внедрению и эксплуатации как импортных, так и российских рентгенофлуоресцентных анализаторов (РФА) других производителей. Отличительной чертой РФСУ является система термостабилизации, обеспечивающая точность измерений в диапазоне температур окружающей среды от +5 °С до + 40 °С. Корпус спектрометра со степенью защиты IP65 надёжно защищает входящие в него компоненты даже в условиях неблагоприятных производственных факторов (пыли, грязи, влажной среды).

Преимущества применения энергодисперсионного спектрометра в потоковом анализаторе для контроля технологических процессов очевидны:

- компактность, малый вес и высокая степень защиты значительно снижают требования к размещению анализатора и, соответственно, стоимость внедрения АСАК, а отсутствие необходимости регулярного обслуживания снижает эксплуатационные затраты;
- возможность определения лёгких элементов (от магния до калия) без необходимости вакуумирования или продувки гелием;
- использование маломощной рентгеновской трубки позволяет быстро переключать её режимы работы и подбирать оптимальные условия анализа различных продуктов в одном цикле измерений;
- компактная рентгенооптическая схема позволяет регистрировать интенсивности на уровне волнодисперсионных спектрометров с киловаттными трубками. Это обеспечивает высокую чувствительность анализа при низкой потребляемой мощности и отсутствии внешних систем охлаждения рентгеновской трубки;
- регистрация всего вторичного спектра от исследуемой пробы, а не только линий определяемых элементов, позволяет своевременно обнаружить изменение матричного состава пробы и внести корректировки в алгоритмы расчёта концентраций.

Основным недостатком энергодисперсионного метода регистрации считается низкое спектральное разрешение, по сравнению с волнодисперсионным методом. Так, существует устоявшееся мнение, что определение соседних химических элементов по таблице Менделеева на энергодисперсионном спектрометре сопряжено с большими погрешностями анализа. Это мнение основано на явлении наложения спектральных линий. Однако современные методы обработки спектральной информации и применение алгоритмов расчета концентраций, учитывающих это наложение, сводит к минимуму указанный недостаток.

На рис. 1 представлен спектр пульпового технологического продукта переработки медно-никелевой руды - флотационного концентрата с содержанием твёрдой фазы 40 %.

В данном продукте необходимо контролировать концентрации четырёх соседних элементов: железа, кобальта, меди и никеля. На спектре очевидно полное наложение линии флуоресценции $\text{Co_K}\alpha$ (6,9 кэВ) на линию $\text{Fe_K}\beta$ (7,0 кэВ), а также пересечение линий $\text{Cu_K}\alpha$ (8,0 кэВ) и $\text{Ni_K}\beta$ (8,3 кэВ). Алгоритмы обработки, заложенные в программное обеспечение анализатора АК-21, позволяют определять концентрации кобальта и меди с требуемой точностью, несмотря на видимое наложение флуоресценции железа и никеля на

их аналитические линии. Практика показывает, что применение деконволюции спектра не даёт такого значительного повышения точности анализа, как учёт наложения в алгоритмах расчёта концентраций (уравнениях связи). Это связано с тем, что в рентгеноспектральном анализе на точность измерений наибольшее влияние оказывает погрешность градуировки, определяющая правильность результатов. При этом случайная составляющая погрешности (повторяемость, статистическая погрешность счёта импульсов) вносит незначительный вклад.

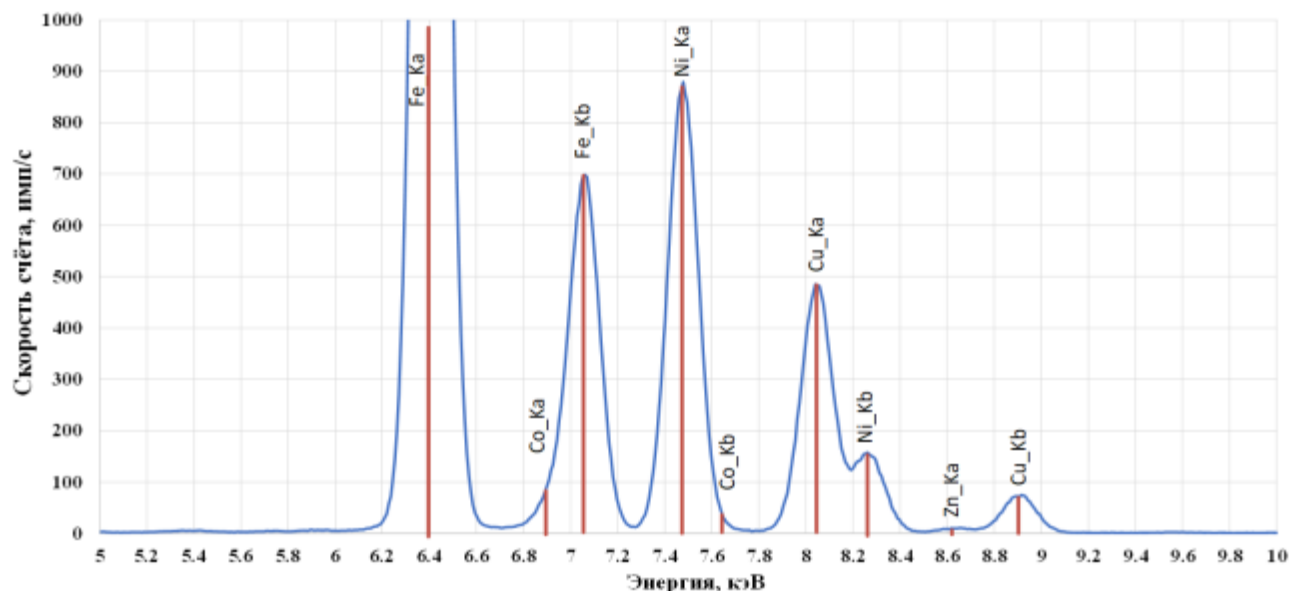


Рис. 1. Спектр пульпы никелевого концентрата в области энергий 5-10 кэВ.

В табл. 1 представлены результаты градуировки анализатора АК-21 на образцах флотационных концентратов медно-никелевой руды.

Табл. 1. Результаты различных градуировок анализатора АК-21.

Элемент	Уравнения связи	Диапазон концентраций, %	СКО, %	Отн. СКО
Ni	$a_0 + a_1 I_{Ni} + a_2 I_{Ni} I_{Cu} + a_3 I_{Cu} + a_4 I_{Fe}$	8,46 ÷ 9,57	0,05	0,6 %
Cu	$a_0 + a_1 I_{Cu} + a_2 I_{Cu} I_{Ni}$	1,41 ÷ 3,22	0,05	2,2 %
Co	$a_0 + a_1 I_{Co} + a_2 I_{Fe} + a_3 I_{Co} I_{NC}$	0,3 ÷ 0,48	0,01	2,6 %
Fe	$a_0 + a_1 I_{Fe} + a_2 I_{Ni} + a_3 I_{Cu}$	37 ÷ 40,7	0,4	1,0 %
S	$a_0 + a_1 I_S$ (калийные продукты)	0,7 ÷ 3,56	0,13	6,1 %
	$a_0 + a_1 I_S + a_2 I_{Cu}$ (Cu концентраты)	4,1 ÷ 5,2	0,2	4,3 %
	$a_0 + a_1 I_S + a_2 I_{Cu} I_{Ni}$ (Ni концентраты)	25,1 ÷ 30,7	0,5	1,8 %
Cl	$a_0 + a_1 I_{Cl} + a_2 I_{NC}$	43,5 ÷ 55,9	0,39	0,8 %
K	$a_0 + a_1 I_K + a_2 I_K I_{Cl} + a_3 I_K I_{Ca} + a_4 I_K I_{NC}$	2,07 ÷ 50,2	0,14	0,5 %
Ca	$a_0 + a_1 I_{Ca} / I_{NC} + a_2 I_K / I_{NC}$	0,87 ÷ 4,45	0,13	4,9 %

Испытания организованы заказчиком с целью оценки применимости энергодисперсионного РФА для решения его аналитических задач. В градуировке участвовало 20 технологических проб в указанных диапазонах концентраций. Из каждой пробы изготовлено 3 образца – имитатора пульпы с содержанием твёрдой фазы 20 %, 30% и 40% по массе. Каждый образец испытан дважды. Таким образом, проведено 120 измерений интенсивностей спектральных линий I_{Ni} , I_{Cu} , I_{Co} , I_{Fe} и некогерентно рассеянного излучения I_{NC} , по которым определены регрессионные уравнения связи для расчета концентраций Cu, Ni, Co, Fe.

Показатели точности представлены в виде среднеквадратичного отклонения (СКО) значений концентраций, рассчитанных по выбранным уравнениям связи, от опорных значений (результатов химического анализа контрольным методом) согласно формуле:

$$S_{p-x} = \sqrt{\frac{\sum_1^m (d_i - \bar{d})^2}{m-1}}, \quad (1)$$

где $d_i = C_{pi} - C_{xi}$ – абсолютное отклонение результатов определения содержания определяемого элемента в одном и том же образце рентгенофлуоресцентным C_{pi} и контрольным химическим C_{xi} методами анализа; $\bar{d} = \frac{\sum_1^m d_i}{m}$ – среднее отклонение; m – объём выборки; i – индекс образца. Относительное отклонение рассчитано как процентное отношение абсолютного значения СКО к значению середины диапазона концентраций.

Для никеля и железа относительное стандартное отклонение не превысило 1 %, что является характерным значением в практике пульпового рентгенофлуоресцентного анализа флотационных концентратов. Для меди и кобальта, возможность определения которых вызвала сомнения, этот параметр составил менее 3 %, что признано заказчиком как отличный результат. Для многих перерабатывающих предприятий востребованной задачей является определение лёгких элементов в потоках технологических продуктов. Например, при переработке калийной руды актуально контролировать содержание калия, кальция, серы и хлора. В металлургии особое технологическое и экономическое значение имеет информация о содержании серы в продуктах обогащения руды.

Основным ограничением рентгенофлуоресцентного определения лёгких элементов в пульповых продуктах является необходимость использования защитной плёнки, удерживающей пульпу в проточной кювете, и наличие воздушной прослойки между кюветой и детектором, регистрирующим спектр. Низкоэнергетическое характеристическое излучение лёгких элементов (< 3 кэВ) значительно поглощается этими двумя средами, что приводит либо к полному отсутствию их спектральных линий в общем спектре пульпы, либо к их низкой интенсивности, не позволяющей проводить анализ с желаемой точностью.

В спектрометре РФСУ воздушная прослойка минимальна и пропускает более 70 % излучения $S_{K\alpha}$ (2,3 кэВ). Проблема поглощения защитными плёнками решается подбором их оптимальной толщины и состава. Так, на выходном окне спектрометра, не испытывающим нагрузок, устанавливается плёнка минимальной толщины и плотности. На проточной кювете анализатора подбирается плёнка, обеспечивающая прочность защитного барьера на границе пульпа-воздух, при этом риск прорыва плёнки при циркуляции абразивной пульпы снижается увеличением частоты ее автоматической смены. Естественно, для эффективного возбуждения лёгких элементов также проводится подбор фильтра первичного излучения и режима работы рентгеновской трубки.

Подобные эксперименты проведены на анализаторе АК-21 на пробах калийных продуктов обогащения сильвинитовой руды и флотационных концентратов медно-никелевой руды. Результаты также представлены в табл. 1: по сере – в трёх типах продуктов; по хлору, калию и кальцию – в калийных продуктах. Полученные показатели точности для лёгких элементов близки к аналогичным показателям из верхней половины табл. 1 для традиционных металлов, определяемых методом РФА.

Представленные результаты испытаний рентгенофлуоресцентного потокового анализатора АК-21 демонстрируют его готовность решать сложные задачи экспресс-контроля элементного состава технологических продуктов в реальном времени на перерабатывающих предприятиях. Анализатор АК-21 в составе АСАК @LAST от ТЕХНОЛИНК становится стратегическим инструментом для повышения эффективности управления технологическим процессом и подтверждает девиз компании: Наши решения – Ваши достижения!

ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ЛАБОРАТОРИИ РЕНТГЕНОГРАФИИ РАСТЕНИЙ

Потрахов Н.Н., Гук К.К. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Рентгенография как метод исследования внутреннего строения объекта системно начала использоваться для изучения физиологии растений во второй половине прошлого столетия. Первые работы в этой области были посвящены изучению семян древесных растений [1].

Результаты проводимых в то время исследований не только показали высокую перспективность использования рентгеновского излучения для целей селекции и семеноводства, но и позволили также сформулировать особые требования к техническим средствам рентгенографии с целью получения более информативных рентгеновских изображений таких специфических объектов, как в первую очередь, семена, а также иные части растений.

Малые размеры семян и, тем более, отдельных деталей их строения, а также низкая плотность структуры семени, принципиально отличают их от биологических объектов. Поэтому широко используемый в медицинской диагностике контактный способ рентгеновской съемки не позволял в то время получить качество рентгеновского изображения отдельного семени, достаточное для обнаружения основных дефектов его строения.

Для решения указанной задачи в нашей стране был использован так называемый микрофокусный способ рентгеновской съемки [2]. Основное отличие микрофокусного способа от контактного заключается в применении для его осуществления рентгеновской трубки с уменьшенным более чем на порядок размером фокусного пятна. Рентгенографию семян осуществляли на первом отечественном специализированном микрофокусном рентгеновском аппарате «Электроника-25», разработанном в ОКБ РП с производством ЛОЭП «Светлана» (рис. 1) [3].

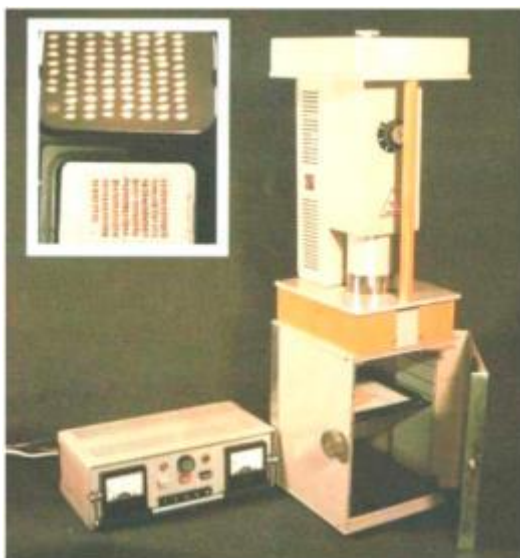


Рис. 1. Рентгеновский аппарат для рентгенографии семян «Электроника-25».



Рис. 2. Передвижная рентгенодиагностическая установка ПРДУ (исполнение I).

К дальнейшим исследованиям в области микрофокусной рентгенографии растений активно подключились сотрудники СПбГЭТУ «ЛЭТИ», которые совместно со специалистами ФГБНУ АФИ заложили физико-технические основы и сформулировали биолого-инженерные принципы рентгенографии растений. В результате на базе ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» - малого предприятия Технопарка СПбГЭТУ «ЛЭТИ» были разработаны и освоены в мелкосерийном производстве различные технические средства для рентгенографии растений [4]. Особый интерес к результатам «лэтийских» исследований и разработок проявило руководство ФГБУН «Никитский ботанический сад», которое в конце 10-х годов приняло решение о создании собственной лаборатории рентгенографии растений на своей территории и согласовало перечень технических средств рентгенографии для ее оснащения. Следует отметить, что характеристики этих средств, решаемые задачи и методики применения неоднократно обсуждались в ходе регулярно проводимой на базе ФГБУН «Никитский ботанический сад» Всероссийской научно-практической конференции: «Инновационные методы исследований в области генетики, биотехнологии, селекции, семеноводства, лесоагрономелиорации и защиты растений».



Рис. 3. Передвижная рентгено-диагностическая установка ПРДУ (исполнение III) с функцией томографии.



Рис. 4. Портативный рентгеновский аппарат РАП-120.

В настоящее время в составе созданной лаборатории рентгенографии растений эксплуатируются следующие рентгеновские установки:

– ПРДУ (исполнение I) для рентгенографии отдельных проб семян в количестве от нескольких штук до нескольких десятков штук (рис. 2).

– ПРДУ (исполнение III) для томографических исследований отдельных семян, плодов и иных частей растений (рис. 3).

– Рентгенографический комплекс в портативном исполнении на основе аппарата РАП-120 для рентгенографии семян, плодов и иных частей растений в полевых условиях (рис. 4).

В перспективе намечена разработка еще одной установки – рентгеновского микроскопа для получения высокоинформативных изображений одного семени или зерновки с увеличением до 100 крат.

Наработанный совместно с сотрудниками ФГБУН «Никитский ботанический сад» опыт разработки и эксплуатации современных технических средств рентгенографии растений, включая методики применения для решения задач селекции и семеноводства дает основания к созданию специализированных лабораторий рентгенографии растений по всей сети ботанических садов РФ.

Литература

1. Simak V. The x-ray contrast method for seed testing scots pine - *Pinus silvestris* // Meddelanden från Statens Skogaforskningsinstitut. 1957, T.47, №4, С. 1-22.

2. Архипов М.В., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография растений. СПб.: ООО «Технолит» / Изд-во «Технолит», 2008, 194 с.

3. Портативный микрофокусный рентгеновский аппарат для диагностики семян и зерен / Л.Г. Андрущенко, М.В. Архипов, Л.Б. Грун и др. – Электронная промышленность, 1983, вып. 11, С. 31-34.

4. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Бессонов В.Б., Потрахов Ю.Н. Микрофокусная рентгенография: результаты исследований Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В.И. Ульянова // Территория NDT. 2016. № 3. С. 54.

РАЗРАБОТКА ПЕРСПЕКТИВНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ МНОГОФАЗНЫХ ЗАМЕРНЫХ УСТАНОВОК ДЛЯ ТОПЛИВНО- ЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

Долин А.Б., Анохин А.А., Коваль П.А. (ООО «Корпорация Уралтехнострой»)

Корпорация Уралтехнострой занимается проектированием, разработкой, производством и поставкой нефтегазового оборудования под индивидуальные требования потребителя. В статье будет рассмотрен перспективный проект корпорации, в основе которого используется рентгеновское излучение.

С 2017 года Уралтехнострой ведёт разработку систем учёта многофазных потоков. Основной составляющей этих систем на сегодняшний день, является новый многофазный расходомер Урал-МР2, представляющий собой полную переработку предыдущих конструктивных решений и модификаций расходомера Урал-МР прошлого поколения, и повторяющих его конструкцию устройств.



Рис. 1. Многофазный расходомер Урал-МР
(Выставочный образец).



Рис. 2. Многофазный расходомер Урал-МР2
(Промышленный образец).

Причиной тому стали необходимость растущих требования надежности, точности измерений и работы в сложных условиях и при больших давлениях флюида, уход зарубежных поставщиков, и выявленные недостатки в процессе эксплуатации ранее выпущенных образцов.

На сегодняшний день Корпорацией, представлены средства измерения в формате:

- Передвижной установки на базе автомобиля повышенной проходимости.
- Групповой замерной установки.
- Расходомер Урал-МР2, как самостоятельное средство измерения.

На данный момент идет активная разработка установки для доставки вертолётом, для работы на месторождениях, находящихся в недоступных для наземного транспорта регионах.

В перспективе НИОКР по определению компонентного состава флюида, и механических примесей.

Принцип работы МФР Урал-МР2 основывается на использовании источника рентгеновского излучения. Рентген-аппарат генерирует поток фотонов, который проходит через рентген-прозрачный участок трубы. После прохождения через рентген-прозрачный участок трубы изображения снимаются с рентгеновского детектора с частотой до 5000 кадров в секунду. Полученные изображения, используя методы фотограмметрии, обрабатываются с применением математических алгоритмов для определения фазового состава и скорости движения многофазного потока.

Использование рентгеновского источника так же дало возможность реализовать ещё одно преимущество – высокоскоростную визуализацию потока, активно используемую при геологической разведке месторождений.

В качестве источников рентгеновского излучения за эти годы были опробованы различные рентген-аппараты как зарубежных производителей, так и отечественных.

На момент начала работ по разработке расходомера ни один рентген-аппарат не удовлетворял заданным требованиям, для получения качественных результатов измерений.

Таковыми требованиями были:

- Использование рентгенаппарата во взрывоопасных зонах;
- Устойчивость аппарата для виброперегрузок, возникающих в условиях эксплуатации на передвижных замерных установках, базирующихся на шасси повышенной проходимости;
- Стабильность по напряжению и току в широком диапазоне мощностей от 30Вт до 1кВт;
- Стабильность выходной дозы;
- Охлаждение, без применения дополнительных мер;
- Компактная рентгензащита.

На сегодняшний день, благодаря активной и слаженной работе совместно с нашими партнёрами, удалось достичь больших успехов в соблюдении данных требований.

Был переработан внутренний конструктив рентген аппарата и проведены успешные виброиспытания, на соответствие группе механического исполнения М32 по ГОСТ 30631.

Изменена схемотехника управления, для повышения стабильности по напряжению и току, что позволило повысить стабильность выходной дозы, как следствие, повышение качества результатов измерений.

Разработана новая система охлаждения, обеспечивающая эффективный отвод тепла от анода рентгеновской трубки, без применения дополнительных мер, нарушающих требования взрывозащиты в местах эксплуатации Урал-МР2.

Спроектирована и опробована новая рентген-защита, обеспечивающая амбиентный эквивалент дозы не более 1 мкЗв/час (100 мкР/час) на расстоянии 0,1 м от поверхности любого узла расходомера при любых режимах работы.

Можно сказать, что все проблемы, связанные с источником рентгеновского излучения, для многофазного расходомера Урал-МР2 были решены, и работа рентген аппарата не вызывает нареканий, но работы на этом не останавливаются.

В ближайшей перспективе планируется провести модернизацию, нацеленную на снижение габаритных размеров, как рентген-аппарата, так и расходомера в целом, что позволит использовать Урал-МР2 не только в стационарном исполнении и на шасси повышенной проходимости, но и на легковых автомобилях.

МЕТОД СКАНИРУЮЩЕЙ АБСОРБЦИОННОЙ СПЕКТРОМЕТРИИ СКАЧКОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ФОТОПОГЛОЩЕНИЯ КОНТРАСТИРУЮЩЕГО ЭЛЕМЕНТА В ОБЪЕКТЕ

Турьянский А.Г., Чжо Зо Лин, Сенков В.М.
(Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН)

Измерение рентгеновских спектров поглощения в настоящее время проводится в основном на синхротронных каналах. Энергетическая зависимость коэффициента поглощения исследуемого объекта $\mu(E)$ в области скачков фотопоглощения измеряется путем пошагового выделения из излучения ондулятора узких полос спектра парой параллельно расположенных кристаллов-монокроматоров. В каждой спектральной полосе детекторами излучения регистрируются интенсивности первичного и прошедшего через

объект излучения. Дополнительно может измеряться также интенсивность флуоресценции при фотопоглощении. Такая схема последовательных измерений позволяет получать высокое энергетическое разрешение $\Delta E/E \sim 10^{-4}$ в областях тонкой структуры скачка поглощения *XANES* и *EXAFS* [1]. Однако для решения ряда важных практических задач, связанных с количественным анализом массового содержания химического элемента в объекте и концентрации контрастирующего препарата при медико-биологических исследованиях, указанная величина энергетического разрешения является избыточной. Очевидно также, что такая схема последовательных измерений не подходит для исследования динамики процессов переноса.

Нами предложены энерго- и волнодисперсионные схемы измерения, позволяющие проводить оперативные измерения абсорбционного спектра в области К-скачка рентгеновского фотопоглощения с субсекундным временным разрешением. Схемы обеспечивают возможность проводить сканирование зондирующего пучка, анализировать распределение содержания контрастирующего элемента в объёме объекта и исследовать динамику переноса контрастированной фазы в объекте.

Сущность предлагаемого нами подхода заключается в следующем. Рабочая полоса рентгеновского спектра выделяется из тормозного спектра излучателя селективно поглощающими фильтрами. Энерго- или волнодисперсионным спектрометром измеряется спектр пропускания в области К-скачка фотопоглощения [2]. Определяется аппаратная функция спектрометра в области энергий К-скачка фотопоглощения контрастирующего элемента. Далее путем численного решения уравнения свертки, описывающего экспериментальную функцию, восстанавливается истинная форма скачка фотопоглощения на спектральной зависимости интенсивности. При использовании в качестве контрастирующего агента газа, например, ксенона или криптона тонкая структура спектра, связанная с ближайшим атомным окружением, практически отсутствует. *EXAFS*-осцилляции μ относительно малы в случае, если в ближней координационной сфере поглощающего атома находятся атомы с низким атомным номером Z . Это реализуется для медицинских контрастирующих препаратов, например, йогексола с молекулярной формулой $C_{19}H_{26}I_3N_3O_9$. В этом случае расчет интенсивности поглощения можно проводить в приближении изолированного атома и использовать табулированные данные массовых коэффициентов ослабления рентгеновского излучения для химических элементов.

Полный коэффициент пропускания рентгеновских фотонов $T_o(E)$ через объект сложного состава можно рассматривать как произведение коэффициентов пропускания через неконтрастированную область $T_n(E)$ и контрастированную область $T_c(E)$, то есть $T_o(E) = T_n(E)T_c(E)$. Путем подбора фильтров первичного излучения и ускоряющего напряжения рентгеновского источника формируется спектр, при котором функция $T_n(E)$ является медленно меняющейся функцией в области К-скачка фотопоглощения контрастирующего элемента. Это означает, что в узкой полосе спектра по шкале энергии слева E_K^- и справа E_K^+ от энергии К-скачка фотопоглощения ксенона E_K выполняется условие $T_n(E_K^-) / T_n(E_K^+) \rightarrow 1$. Поэтому с достаточной для экспериментальных измерений точностью можно записать

$$T_o(E_K^-) / T_o(E_K^+) = T_c(E_K^-) / T_c(E_K^+) \quad (1)$$

Таким образом, отношение коэффициентов пропускания в узкой полосе слева и справа от энергии К-скачка фотопоглощения не зависит от состава и степени ослабления в неконтрастированной области объекта и определяется скачком массового коэффициента

поглощения контрастирующего элемента и величиной массовой длины (размера) L_m контрастированной области. Используя табулированные величины μ при E_K^- и E_K^+ для отношения (1), получаем

$$T_o(E_K^-) / T_o(E_K^+) = \exp\{[\mu(E_K^+) - \mu(E_K^-)] L_m\}, \quad (2)$$

где $L_m = \rho l$, ρ – парциальная плотность контрастирующего элемента в контрастированной области, l – размер контрастированной области по ходу пучка излучения. Если определены массовая длина L_m и размер контрастированной области l по ходу зондирующего пучка, то по данным экспериментального измерения величины $T_o(E_K^-)/T_o(E_K^+)$ может быть определена парциальная плотность ρ или концентрация контрастирующего элемента. При этом принципиально важно следующее. Как видно из уравнений (1, 2), относительная величина скачка интенсивности при фотопоглощении, во-первых, не зависит от степени поглощения излучения в матрице объекта. Во-вторых, величина $T_o(E_K^-)/T_o(E_K^+)$ не зависит от элементного состава матрицы объекта, если в матрице не содержится контрастирующий химический элемент. Это позволяет проводить однозначные количественные измерения величин L_m , ρ при условии, что при регистрации коэффициента пропускания определяются статистически достоверные данные интенсивности излучения.

Для экспериментальной проверки точности и воспроизводимости измерений в ФГБУН «Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН» был изготовлен фантом, имитирующий структуру грудной клетки [2]. Фантом с внешней оболочкой из полистирола имел форму усеченного конуса с максимальным и минимальным диаметрами соответственно 165 и 135 мм и заполнялся дистиллированной водой. С внешней стороны корпуса фантома устанавливались цилиндры из фторопласта и ортофосфата кальция диаметрами 17 и 10 мм соответственно, имитирующие костную ткань. В качестве металлического тест-объекта использовался однокамерный кардиостимулятор «Endurity» («St. Jude Medical», США) в титановом корпусе, который устанавливался на внешней стороне фантома. Габариты и вес кардиостимулятора с разъемом соответственно составляли 50 x 41 x 6,5 мм, 18,4 г. Внутри фантома помещались две вставки переменного сечения из полиэтилентерфталата с максимальным внутренним диаметром 73 мм. Вставки заполнялись газовой смесью ксенона и воздуха с объемными концентрациями ксенона 35% и 72%. Концентрация газа определялась по показаниям газового монومتра с точностью $\pm 2\%$. Две пластиковые пробирки из полипропилена с внутренним диаметром 14,5 мм заполнялись раствором йогексола в дистиллированной воде. Концентрации йода определялись с точностью $\pm 3\%$ и составляла 9 и 38 мг/мл. Для сравнения результатов спектрометрии с данными КТ сканирования фантома проводились на мультиспиральном томографе «Aquilion Prime SP» («Canon», Япония). Для генерации излучения использовалась трубка с вольфрамовым анодом и размером фокусного пятна 1 мм. Высокое напряжение U_t изменялось ступенчато от 80 кВ до 135 кВ. Величины тока трубки составляли: 80 - 177 мА при $U_t = 80$ кВ, 80 - 90 мА при $U_t = 100$ кВ, 80 мА при $U_t = 120$ и 135 кВ. Толщина среза и время полного углового оборота равнялись соответственно 1 мм и 0,35 с.

На рис. 1 показана спектрометрическая схема, собранная на платформе рефлектометра «ComplefleX-6» («CDP Systems», Россия). Источником 1 рентгеновского излучения являлась рентгеновская трубка «БСВ-21» (АО "Светлана-Рентген", Россия) с медным анодом. Поток излучения пропускаться через коллиматор 2 и блок фильтрации 3.

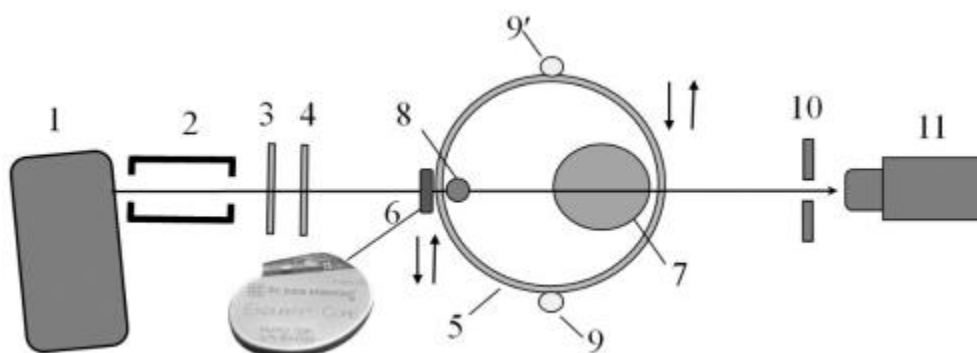


Рис. 1. Спектрометрическая схема измерения: 1 – рентгеновский излучатель, 2 – коллиматор, 3 и 4 – фильтры излучения, 5 – фантом, 6 – кардиостимулятор, 7 – вставка с газовой смесью ксенона, 8 – вставка с раствором йогексола, 9 и 9' – цилиндры из фторопласта и ортофосфата кальция, 10 – диафрагма, 11 – рентгеновский спектрометр.

Зондирующий пучок направлялся на фантом 5 через кардиостимулятор 6 и вставку с газовой смесью ксенона 7 или вставку 8 с раствором йогексола. Для вставок 7, 8 и фантома предусматривалась возможность сканирования в направлениях, показанных стрелками. Внешние костноэквивалентные накладки 9, 9' использовались при КТ сканировании фантома. Диафрагма 10 обеспечивала устранение фона, рассеянного фантомом излучения. Спектры пропускания регистрировались кремниевым полупроводниковым спектрометром 11 «X-123SDD» («Amptek», США). Энергетические разрешения спектрометра на спектральных линиях $\text{CuK}_{\alpha 1}$ (8,05 кэВ) и $\text{CsK}_{\alpha 1}$ (30,97 кэВ) составляли соответственно 165 эВ и 310 эВ. Измерения проводились при напряжении $U = 40$ кВ.

Тип и распределение искажений, создаваемых металлическим имплантом, иллюстрируются с помощью субтрактивных изображений, полученных при вычитании изображений фантома с имплантом и без импланта. На рис. 3а показано субтрактивное изображение фантома с артефактами, генерируемыми кардиостимулятором, полученными при $U = 80$ кВ, в окне ± 150 HU без применения алгоритма MAR (Metal Artifact Reduction).

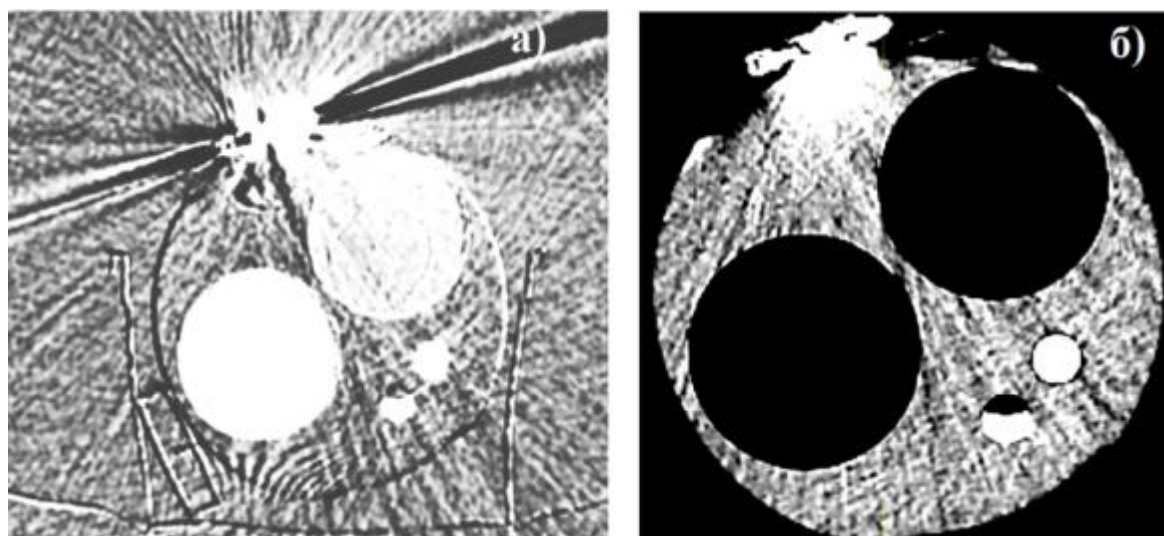


Рис. 2. Аксиальные срезы фантома при напряжении на трубке 80 кВ: а – субтрактивное изображение с кардиостимулятором; б – стандартное изображение с кардиостимулятором после обработки программой SEMAR.

Результаты применения постобработки данных с помощью программы уменьшения артефактов SEMAR («Сапоп», Япония) с кардиостимулятором показаны на рис. 2б. Как видно из сравнения рис. 2а, б, дополнительная программная обработка не обеспечивает полного подавления артефактов. Таким образом, принципиальной проблемой КТ диагностики объекта с имплантами, которые все более широко применяются на практике, является искажение поля изображения артефактами. Это серьезно затрудняет постановку диагноза и не позволяет проводить корректные измерения рентгеновской плотности контрастированной области интереса по данным шкалы Хаунсфилда.

Результаты измерений по схеме согласно рис. 1 спектров пропускания рентгеновского излучения через фантом с кардиостимулятором и измерения содержания контрастирующих агентов представлены на рис. 3а - в. На рис. 3а, б показаны спектры пропускания $I(E)$ фантома с кардиостимулятором и вставками соответственно с йодом и ксеноном. Возможность одновременного определения содержания двух контрастирующих агентов показана на рис. 4в, на котором представлен спектр пропускания через фантом с кардиостимулятором и двумя вставками с йодом и с ксеноном.

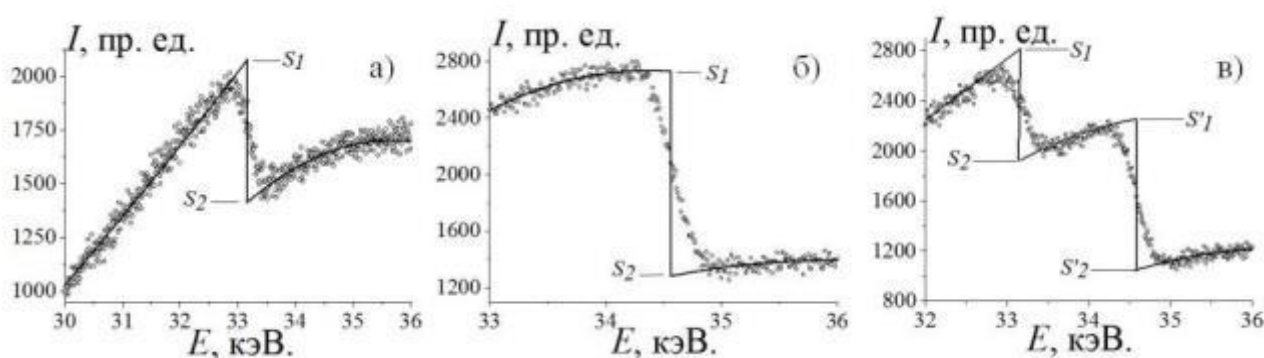


Рис. 3. Спектры пропускания фантома с кардиостимулятором и вставками с контрастирующими агентами в области К-скачков рентгеновского фотопоглощения: а – вставка с йодом 9 (мг/мл); б – вставка с газовой смесью с ксеноном (72%); в) две последовательно установленные вставки с ксеноном (72%) и йодом 9 (мг/мл).

Локальные измерения коэффициента пропускания T через кардиостимулятор без фантома в области К-скачков фотопоглощения путем его сканирования относительно пучка дают среднее значение T в интервале $0,4 \div 0,6$. Контрастирующие элементы формируют на спектре пропускания скачки интенсивности. Определение истинной формы К-скачка рентгеновского фотопоглощения осуществляется путем численного решения уравнения свертки для участка спектра, содержащего К-скачок контрастирующего элемента. Соответствующие кривые показаны на рис. 3 сплошной линией. Значения интенсивности на расчетных кривых до и после К-скачка фотопоглощения обозначены соответственно, как S_1 , S_2 и S'_1 , S'_2 . В пределах указанных выше величин концентрации и точности при изготовлении тестовых образцов величины концентрации йода и ксенона совпадают с данными, полученными при обработке экспериментальных данных К-скачков фотопоглощения.

Полученные результаты подтверждают воспроизводимость и точность определения концентрации контрастирующего элемента по скачку фотопоглощения в объектах сложной формы и многокомпонентного состава. При этом спектрометрическая схема может совмещаться с системами КТ или ангиографии, которые обеспечивают определение координат исследуемой области интереса. Это обеспечивает возможность эффективного

применения предложенного метода измерения в медицинской диагностике. Поскольку при абсорбционной спектроскопии облучается только ограниченная область интереса, эффективная доза облучения резко снижается, что обеспечивает возможность мониторинга состояния пациента без повышенных радиационных рисков. Анализ распределения концентрации жидких и газообразных сред во внутренней структуре объекта является также актуальной задачей для ряда технических применений. Использование сканирующих методов абсорбционной рентгеновской спектроскопии с контрастирующими агентами должно обеспечить повышение точности и информативности измерений.

Литература

1. Iglesias-Juez A.A., Chiarello G.L., Patience G.S. et al. Experimental methods in chemical engineering: X-ray absorption spectroscopy—XAS, XANES, EXAFS. // Canadian J. Chem. Eng. (2022) 100: 3–22; DOI: 10.1002/cjce.24291.
2. Turyanskiy A.G., KyawZaw Lin, Senkov V.M., Ziyatdinova M.Z. Targeted Wavelength-Dispersive Absorption Spectrometry of the K-Jump Region of X-ray Photoabsorption of a Contrasting // Element in an Object. Bulletin of the Lebedev Physics Institute, 2025, Vol. 52, No. 8, pp. 372–376; DOI: 10.3103/S1068335625602304.
3. Turyanskiy A.G., Ainetdinov R.M., KyawZawLin, Senkov V.M., Ziyatdinova M.Z., Nikitina L.Yu. Quantitative diagnostics in the presence of image distortion by artifacts due to metal implants using computed tomography and targeted X-ray absorption spectrometry with a contrast agent. Biomedical Engineering, Vol. 59 (2025) pp. 110-13; <https://doi.org/10.1007/s10527-025-10474-8>.

УСКОРЕНИЕ АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НА ГРАФИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОРАХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ OPENCL ДЛЯ УДАЛЕНИЯ ПУАССОНОВСКОГО И ГАУССОВСКОГО ШУМА

Алхатиб М.Н., Никитина А.Ю. (ООО «Рентген-Комплект»)

Рентгеновские изображения широко используются в медицинской диагностике, где качество изображения напрямую влияет на точность обнаружения. Однако рентгеновские датчики по своей природе подвержены влиянию пуассоновского (подсчет фотонов) и гауссовского (электронного) шума. В этом исследовании мы применили алгоритм подавления этих шумов, предложенный Д. Н. Х. Тханом, и реализовали его в OpenCL для ускорения на графических процессорах. Итерационная модель оптимизации алгоритма распараллеливает операции на уровне блоков пикселей с использованием локальной памяти. Мы оценили производительность на графических процессорах NVIDIA RTX 3060 Ti и AMD Radeon RX 7600, используя медицинские рентгеновские изображения 2048×2048 пикселей. Результаты показывают, что OpenCL ускоряет выполнение расчета более чем в 60 раз (по сравнению с выполнением на центральном процессоре) при сохранении эквивалентного качества шумоподавления ($PSNR > 37$ дБ, $SSIM \approx 0,95$). Этот подход демонстрирует, что

гетерогенные вычисления на графических процессорах могут обеспечивать шумоподавление при работе рентгеновских аппаратов в реальном или почти реальном времени.

Высококачественная рентгеновская визуализация крайне важна в таких областях, как медицинская диагностика. Основной проблемой при получении рентгеновских снимков является наличие смешанного пуассоново-гауссовского шума. Пуассоновский шум возникает из-за квантовых флуктуаций при излучении и детектировании фотонов. Гауссовский шум возникает в электронных схемах считывания, усилителях и при оцифровке. Общеизвестные методы шумоподавления, такие как гауссовский или билатеральный фильтр, не способны моделировать природу смеси этих шумов. Продвинутое моделирование, такие как вариационный подход, учитывают оба компонента одновременно, обеспечивая лучшую структурную точность [3]. Однако, этот алгоритм требует больших вычислительных ресурсов из-за итеративных вычислений градиентов и нелинейных зависимостей. Это делает их непригодными для использования в обработке изображений в реальном времени на центральном процессоре (далее - CPU). Чтобы преодолеть это ограничение, мы реализуем алгоритм из [1] с использованием OpenCL [2], используя возможности параллельных вычислений современных графических процессоров (далее - GPU), сохраняя при этом аппаратную независимость.

Алгоритм основан на двух ключевых уравнениях из [1]:

1. Уравнение вычисления коэффициентов линейной комбинации шумов λ_1 и λ_2 , которые определяют соответствие исходным данным и уровень сглаживания выходного изображения:

$$\lambda_1 = \frac{\sum_{i=1}^{N_1} \sum_{j=1}^{N_2} (1 - \frac{v_{ij}}{\psi_{ij}})}{\sum_{i=1}^{N_1} \sum_{j=1}^{N_2} ((\frac{v_{ij} - \psi_{ij}}{\sigma^2}) + (1 - \frac{v_{ij}}{\psi_{ij}}))} \quad (1)$$

2. Уравнение Эйлера-Лагранжа для приращения функции уровня ψ , включающее коэффициент кривизны для сохранения гладких контуров:

$$\Delta \psi_{ij} = \delta \left(\frac{\lambda_1}{\sigma^2} (v_{ij} - \psi_{ij}) - \lambda_2 \left(1 - \frac{v_{ij}}{\psi_{ij}} \right) + \mu \kappa \right)$$

$$\kappa = \frac{(\psi_{xx,ij})(\psi_{y,ij})^2 + (\psi_{yy,ij})(\psi_{x,ij})^2 - 2(\psi_{x,ij})(\psi_{y,ij})(\psi_{xy,ij})}{((\psi_{x,ij})^2 + (\psi_{y,ij})^2)^{3/2}} \quad (2)$$

v : исходное изображение (фиксированное эталонное изображение)

ψ : восстановленное изображение

Мы реализовали данный алгоритм в своей программе. Алгоритм программы разделен на 2 фазы, выполняемые последовательно на GPU и CPU:

Фаза 1 - Параллельная обработка на GPU:

- Изображение разбивается на блоки 16×16 пикселей;
- Каждый блок загружается в быструю локальную память с гало-регионами;
- 256 потоков производят параллельные вычисления;
- Вычисление конечной разности и коэффициента кривизны для обновления ψ ;

– Локальная сокращение 256 значений числителя до одной суммы на блок для вычисления λ_1 ;

– Локальная сокращение 256 значений знаменателя до одной суммы на блок для вычисления λ_1 .

Фаза 2 - Скалярная обработка на CPU:

– Передача только 16,384 сумм числителя и сумм знаменателя (для изображения 2048 x 2048 пикселей число сумм = $(2048 \times 2048) / (16 \times 16)$;

– Глобальная сокращение числителя: Σ всех локальных сумм числителя;

– Глобальная сокращение знаменателя: Σ всех локальных сумм знаменателя;

– Обновление параметра: $\lambda_1 = \text{Глобальный_числитель} / \text{Глобальный_знаменатель}$;

– Мгновенный обмен буферов через перестановку указателей;

– Повторный запуск итерационного процесса.

Структурная схема алгоритма на GPU и CPU представлена на рис. 1.

Мы реализовали алгоритм на видеокарте NVIDIA RTX 3060 Ti. Принципиально важно для оптимальной работы алгоритма выбирать размер блока в зависимости от спецификации видеокарты. Алгоритм был протестирован с различными размерами блоков на изображении разрешением 2048x2048 пикселей (такое разрешение используется для реальных медицинских изображений), количество итераций было принято за 200. Наша видеокарта не поддерживает размеры блоков больше 32×32 пикселя из-за ограничений аппаратных возможностей. Как видно на рисунке 2, оптимальный размер блока для нашей видеокарты составляет 16×16 пикселей. Этот размер является оптимальным и обеспечивает наибольшую скорость обработки изображений. Такой размер блока позволяет достичь наилучшего баланса между использованием вычислительных ресурсов, эффективностью использования памяти и временными потерями на передачу данных.



Рис. 5. Структурная схема работы программы.

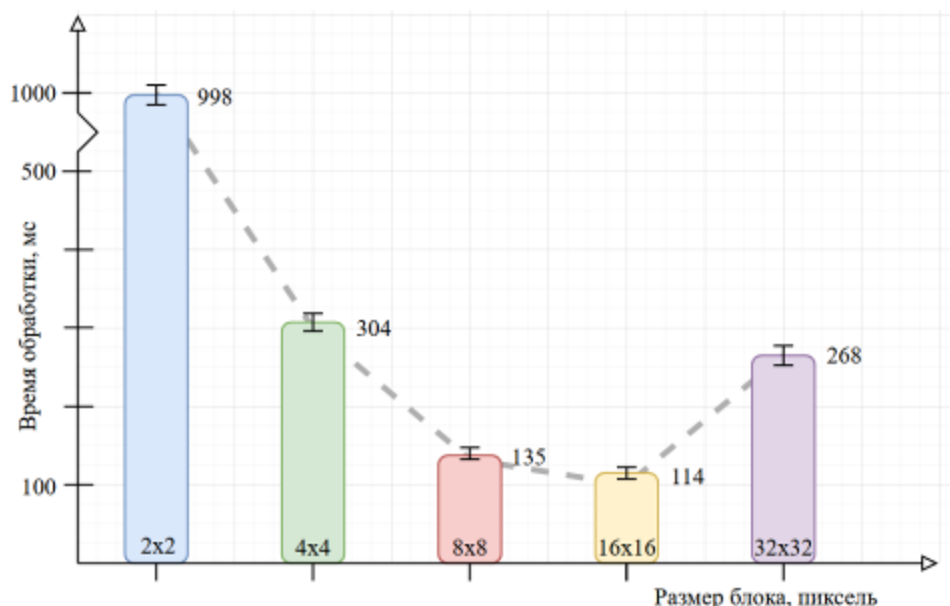


Рис. 6. График зависимости времени выполнения относительно размера блока.

Алгоритм был реализован на C++ с использованием Visual Studio 2022 в операционной системе Windows 10 с процессором AMD Ryzen 5 3,5 ГГц и графическими процессорами NVIDIA RTX 3060 Ti и (или) AMD RX 7600. Метод протестирован на синтетическом изображении 300x300 пикселей (см. рис. 3), согласно методике из [1], мы добавили гауссовские и пуассоновские шумы, затем применили алгоритм (количество итераций - 50).

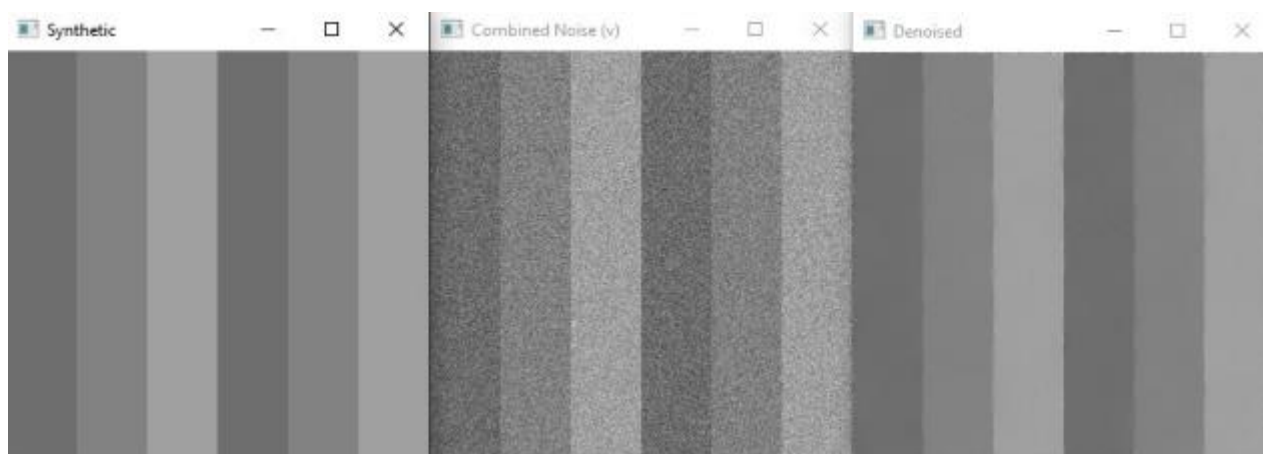


Рис. 7. Результаты устранения шума на синтетическом изображении: а – исходное изображение, б – с пуассоновским и гауссовским шума, в – после устранения шума.

После испытания алгоритма мы рассчитали показатели качества обработки. Результат расчетов показан в табл. 1.

Табл. 1 Оценка качества обработки алгоритма.

	исходное к зашумленному	исходное к конечному
Отношение сигнал-шум (PSNR), dB	23,030	39,113
Индекс структурного сходства (SSIM)	0,205	0,954

Мы также применили алгоритм к рентгеновскому изображению, полученному с детектора Mercuri 1212X (производитель iRay, КНР) с разрешением 2048 x 2048. Как видно на рис. 4, алгоритм устраняет шум без потери деталей.

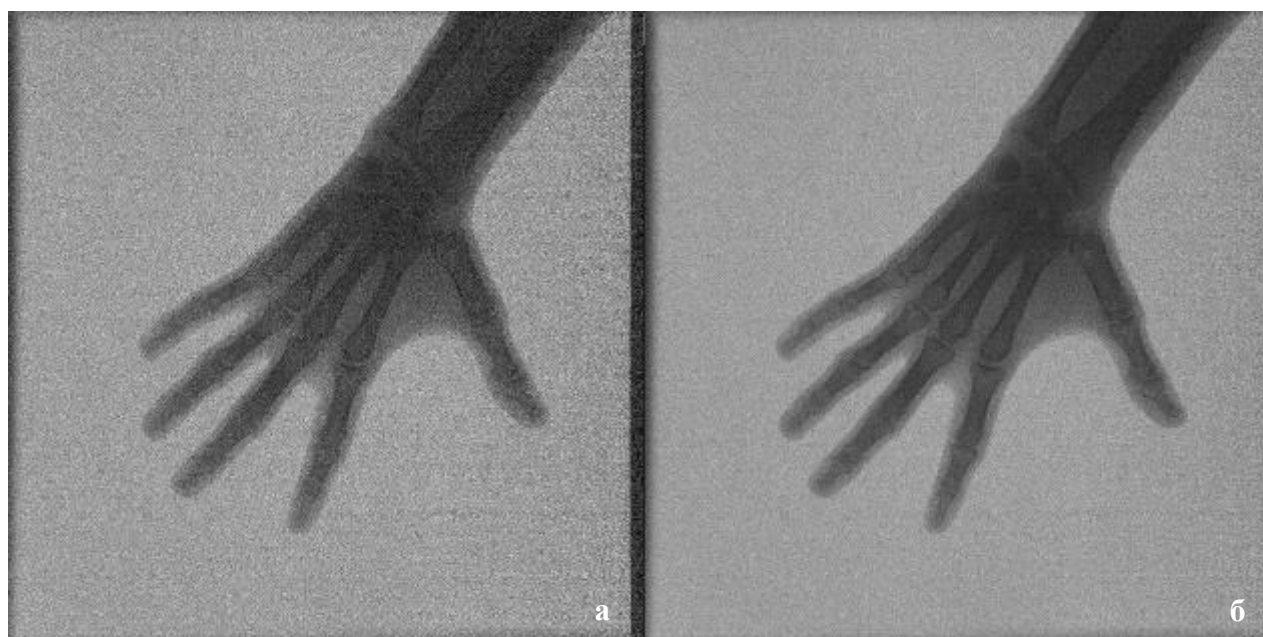


Рис. 8. Результаты устранения шума на реальном изображении: а – исходное изображение с пуассоновским и гауссовским шумом, б – после устранения шума.

Время работы алгоритма с использованием различных графических процессоров приведены в табл. 2.

Табл. 2. Зависимость времени работы алгоритма от модели GPU (50 итераций).

Параметр	CPU Реализация	NVIDIA RTX 3060 Ti	AMD RX 7600
Время выполнения (2048×2048)	3000 мс	29 мс	50 мс
Ускорение относительно CPU	×1	×103	×60

Это обеспечивает ускорение до 103 раз. Производительность в первую очередь зависит от пропускной способности памяти и времени обработки блока в каждой рабочей группе.

В данной статье реализован алгоритм для высокопроизводительного гибридного удаления пуассоновского и гауссовского шумов с применением OpenCL. Архитектура алгоритма в нашей реализации показала эффективное разделение вычислительной нагрузки на 2 фазы, одна из которых происходит на центральном, а вторая на дополнительном графическом процессоре. Это решение позволило значительно ускорить обработку без компромиссов в качестве выходного изображения. Результаты эксперимента показали высокую эффективность предложенного метода - вычисления были ускорены более чем в 60 раз в сравнении с обработкой только на CPU. В дальнейшем планируется разработка адаптивного алгоритма конфигурации параметров рабочих групп и внутренней памяти на GPU в зависимости от размеров обрабатываемого изображения и модели GPU для динамической оптимизации производительности.

Литература

1. Тхань Д. Н. Х. Устранение гауссовского и пуассоновского шумов на растровых изображениях // Известия Тульского государственного университета. Естественные науки. 2014. №. 4. С. 127-142.
2. Khronos Group, OpenCL 2.2 Specification, 2019.
3. Данг Н. Х. Т. Вариационный подход для решения задачи устранения шума на растровых изображениях : дис. – Тул. гос. ун-т, 2016.

УСТАНОВКА ДЛЯ ИМИТАЦИИ ПЕРЕМЕННОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ОТ АСТРОФИЗИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Липилин В.А., Бунтов М.В., Семена Н.П. (ИКИ РАН)

Рентгеновская астрономия является одним из самых интересных и перспективных направлений науки, так как в этой области электромагнитного спектра содержится информация о наиболее интересных событиях во Вселенной.

В астрофизике общепринято считать, что рентгеновскому диапазону соответствуют электромагнитные волны с длиной волны от примерно 0,01 до 10 нм, что примерно соответствует энергии фотонов от 0,1 кэВ до 100 кэВ.

Рентгеновское излучение космических источников имеет разную природу, но почти всегда оно связано с физическими процессами в экстремальных условиях: тепловое излучение происходит при нагреве до миллионов градусов (газ в коронах звезд, в пространствах между галактиками в скоплениях, остатки от взрывов сверхновых); синхротронное излучение электронов, движущихся в сверхсильных магнитных полях 10^{11} - 10^{13} Гаусс (нейтронные звезды и активные ядра галактик (АЯГ)); аккреция – падение вещества на тяжелый компактный объект (тесные двойные системы, АЯГ); флуоресценция (в аккреционных дисках, облаках газа вокруг АЯГ, остатках сверхновых).

Экспериментальная рентгеновская астрономия начала развиваться с 1962 года, когда инструмент группы Джаккони на ракете Аеробее, отработавший чуть менее 6 минут на высоте выше 80 км, не смог зарегистрировать ожидаемое рентгеновское излучение от Луны, но неожиданно был открыт довольно яркий рентгеновский источник в созвездии Скорпиона. Он был обозначен как Скорпион X-1 (икс 1), что означало первый рентгеновский. Риккардо Джаккони за основополагающий вклад в астрофизику совместно с другими учеными был удостоен Нобелевской премии по физике в 2002 году. Дальнейшее развитие рентгеновских наблюдательных приборов приносило все больше открытий и новых знаний о Вселенной.

В 2019 году была успешно выведена на орбиту российско-немецкая космическая обсерватория Спектр-Рентген-Гамма (кратко Спектр-РГ или СРГ) с рентгеновской оптикой косого падения. Эта обсерватория имеет длинную историю постройки с 1987 до 2019. На сегодняшний день она включает два телескопа: немецкий eROSITA (переведён в «спящий» режим с 2022 года) для мягкого рентгеновского диапазона от 0,2 до 8 кэВ, и российский ART-XC имени М. Н. Павлинского (далее ART-XC), работающий в жёстком рентгеновском диапазоне от 4 до 30 кэВ. Обсерватория может выполнять как обзорную программу, так и точечные наблюдения [1].

Телескоп ART-XC, созданный в сотрудничестве ИКИ РАН и РФЯЦ-ВНИИЭФ - это первый рентгеновский телескоп для жесткого диапазона энергий, сделанный в России, со столь большим полем зрения и столь высокой чувствительностью [2].

За первые четыре обзора обсерваторией СРГ была построена самая подробная в мире карта всего неба в рентгеновском диапазоне. Среди выявленных объектов следует отметить открытие свыше одного миллиона сверхмассивных черных дыр (активные ядра галактик), десятков тысяч массивных скоплений галактик, а также обнаружены крупные структуры Млечного пути. Эти структуры теперь известны как «пузыри eROSITA», и они заметно больше «пузырей Ферми». Были выявлены десятки рентгеновских транзиентов, зафиксированы остатки вспышек сверхновых звезд вне плоскости Млечного пути. Актуальный каталог 1,5 тысяч рентгеновских источников [3] небесной сферы в виде карты показан на рис. 1. На момент написания этого текста ART-XC продолжает свою обзорную миссию.

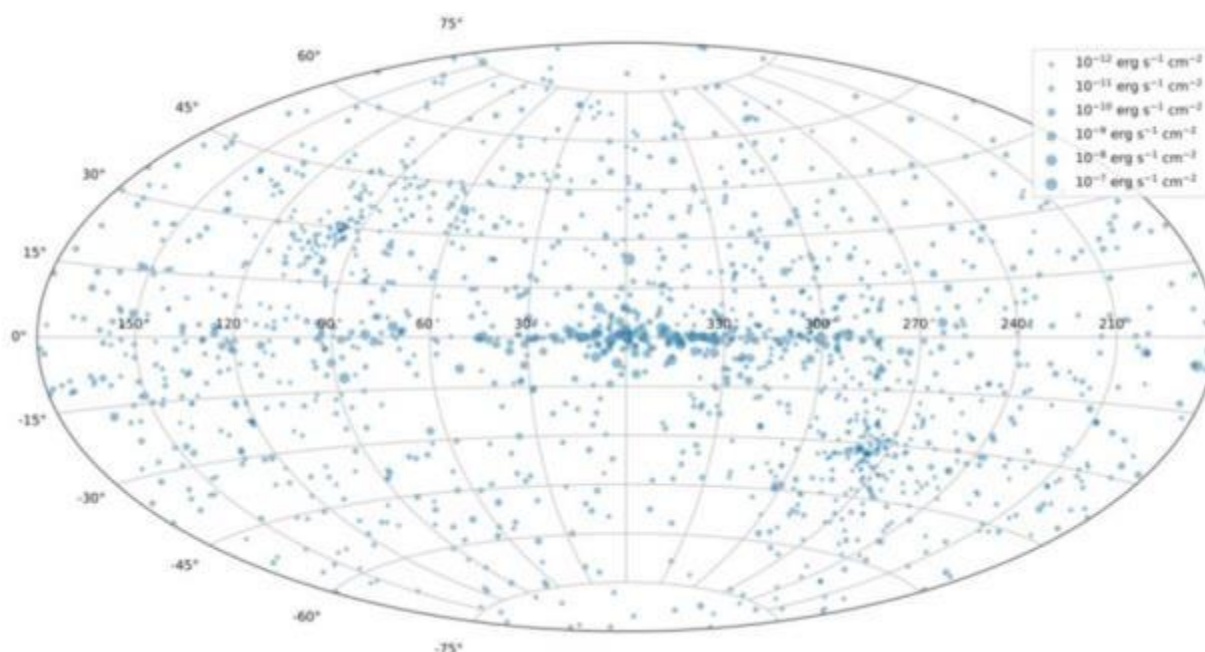


Рис. 1. Карта рентгеновских источников, полученная в ходе работы телескопа ART-XC.

Для получения значимых научных результатов важнейшее значение имеют калибровки прибора. Наземные калибровки детекторов телескопа ART-XC проводились на базе наземного испытательного калибровочного стенда (НИКС) ИКИ РАН с помощью источников с постоянным рентгеновским потоком. Источниками были классические рентгеновские трубки с нитью накала, а также радиоизотопные источники. Эти источники не имитируют переменность рентгеновского потока, и для телескопа ART-XC этого было достаточно, поскольку основное назначение миссии было обзорное.

В настоящее время среди множества объектов Вселенной научный интерес представляют объекты, обладающие переменностью, особенно с высокой переменностью в диапазоне 0,2-10 кэВ, ввиду их слабой изученности. Среди переменных объектов можно выделить два класса объектов.

Первый класс – это объекты аperiодические, например транзиенты, барстеры и сейфертовские галактики, типовое время вспышки которых может составлять от нескольких секунд до недели, а время угасания от десятков секунд до месяцев, при этом максимальная

яркость может возрастать на десятки звездных величин, что соответствует возрастанию энергии примерно в 10^8 раз, а минимальная яркость может опускаться до уровня фона.

Второй класс – периодические, обладающие стабильным периодом. Типовой период таких объектов находится в диапазоне от единиц мс до сотен секунд. Особый интерес представляют так называемые миллисекундные пульсары, которые ввиду своей высокой временной стабильности, сравнимой с атомными часами, а также периодом переменности в единицы миллисекунд, могут быть использованы как опорные источники для системы автономной межпланетной навигации. Кроме потенциального важного свойства автономности, система навигации на базе рентгеновских пульсаров для дальних миссий потенциально превосходит в точности используемую в настоящее время систему на базе радио и оптических измерений с Земли тем больше, чем дальше от Земли находится КА.

С помощью наблюдений неба в рентгеновском диапазоне, проведенных телескопом ART-XC в том числе, удалось показать, что приемлемые навигационные параметры, используемые для определения положения и скорости КА, можно получать, используя только данные измерений пульсаров.

Среди всех пульсаров, излучающих в рентгеновском диапазоне, наиболее стабильными являются миллисекундные пульсары – быстровращающиеся нейтронные звезды (частота обращения составляет несколько десятков или сотен оборотов в секунду) с сильным магнитным полем, вызывающим коллимацию рентгеновского излучения, направленного вдоль оси магнитного диполя. Если магнитная ось не совпадает с осью вращения нейтронной звезды, то удаленный наблюдатель будет видеть пульсирующее излучение, аналогичное сигналам маяков.

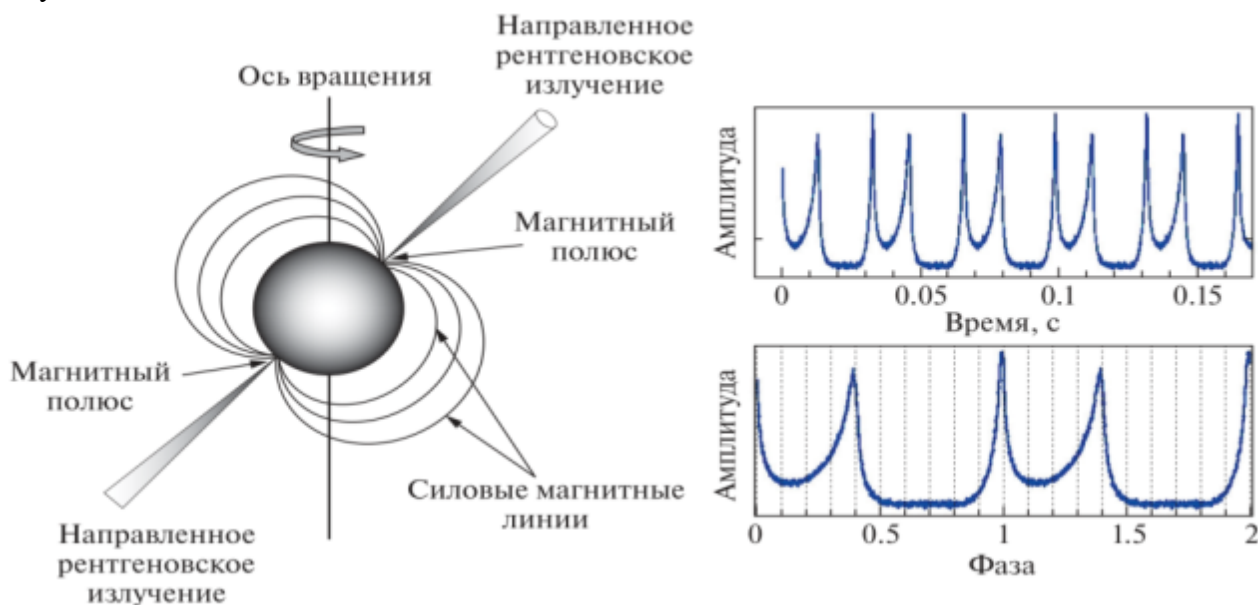


Рис. 2. Нейтронная звезда. Слева – схематическое представление рентгеновского пульсара, справа – пример регистрируемого от пульсара сигнала на временной и фазовой шкалах.

Стабильность периода вращения таких нейтронных звезд невероятно высока, уход частоты вращения может быть порядка 10^{-15} сек/сек и меньше, что сравнимо с точностью атомных часов. При этом существующая долговременная эволюция периодов вращения, как правило, хорошо известна из многолетних наблюдений и ее можно предсказать с высокой точностью [4]. Прибор, измеряющий временные параметры таких космических источников должен быть хорошо отработан и откалиброван на земле.

На данный момент в ИКИ РАН проводится разработка стенда для воспроизведения переменности рентгеновского потока, где важными являются и короткая периодичность, порядка единиц миллисекунд, и высокая временная стабильность этой периодичности. Ключевым компонентом этого стенда в данный момент является рентгеновская трубка с фотокатодом (ФРТ) производства АО «ЦНИИ «Электрон».

ФРТ является экспериментальным изделием, предназначенным в первую очередь для медицинских целей, биологии и других применений с высокой интенсивностью рентгеновского излучения. В конце 2024 в ИКИ РАН проводились ограниченные исследовательские работы [5] с образцом ФРТ № 36, 2022 года изготовления, который был опробован в двух конфигурациях:

- 1) прямое направление в детектор первичного рентгеновского излучения ФРТ, образованного торможением разогнанных электронов о массивный анод;
- 2) направление в детектор вторичного излучения от медной мишени, флуоресцирующей в лучах первичного рентгеновского излучения ФРТ.

Для каждого варианта определены режимы ФРТ, в которых качественно показана возможность генерации и постоянного и переменного рентгеновского излучения с параметрами, приемлемыми для имитации астрофизических объектов.

Указанные исследовательские работы проводились на материальной базе НИКС, созданного для калибровки телескопа ART-XC, без существенной адаптации под новые требования, ввиду чего имелись существенные ограничения, как по времени экспозиции, так и в части влияния атмосферы на спектр. В ИКИ РАН ведется создание рентгеновской установки, которая должна обеспечить необходимые условия как для дальнейших испытаний ФРТ так и для создания стенда для испытаний новых детекторов перспективных астрофизических миссий. В докладе обозначены группы имитируемых астрофизических объектов, их основные характеристики, первые результаты испытания ФРТ в ИКИ РАН, общая схема разрабатываемой установки и ее ключевые компоненты.

Работа выполнена при поддержке гранта Министерства науки и высшего образования РФ № 075-15-2024-647.

Литература

1. R. Sunyaev, V. Arefiev, V. Babyshkin et. al., "SRG X-ray orbital observatory Its telescopes and first scientific results" A&A 656, A132 (2021) P.1-29.
2. Pavlinsky M., Tkachenko A., Levin V. et al., "The ART-XC telescope on board the SRG observatory", A&A 650, A42 (2021), <https://doi.org/10.1051/0004-6361/202040265>.
3. Sazonov S., et al. SRG/ART-XC all-sky X-ray survey: Catalog of sources detected during the first five surveys. A&A 687 A183 (2024). DOI: 10.1051/0004-6361/202348950.
4. Арефьев В.А., Мольков С.А., Лутовинов А.А. От теории нейтронных звезд к решению практических задач космической навигации // Земля и Вселенная №4, 2022 <https://doi.org/10.7868/S0044394822040041>.
5. Липилин В.А., Семена Н.П., Бунтов М.В., Кривченко А.В. Экспериментальное определение режимов работы ФРТ для целей имитации излучения переменных астрофизических объектов // XXII Конференция молодых учёных «Фундаментальные и прикладные космические исследования». ИКИ РАН. Москва. Электронный сборник. 21-23 апреля, 2025, С. 241-248.

СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЕ И ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ ДЕТЕКТОРЫ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ ГИБРИДНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Тарасов А.Б., Беликова Д.Е., Субботин Я.А.

(Лаборатория новых материалов для солнечной энергетики, факультет Наук о материалах МГУ имени М.В. Ломоносова)

Композитные материалы на основе полимерных матриц и активных сцинтилляционных фаз представляют собой перспективное направление для создания гибких, масштабируемых и стабильных рентгеновских экранов нового поколения. Такие композиты сочетают высокую эффективность преобразования излучения, механическую прочность и технологичность. Важной нерешённой проблемой остаётся отсутствие универсальной методики получения композитных экранов, особенно на основе неорганических сцинтилляторов, что связано с необходимостью обеспечения равномерного распределения частиц в матрице, согласования показателей преломления и предотвращения снижения прозрачности.

Полупроводниковые рентгеновские детекторы прямого преобразования последние годы привлекают особое внимание научного сообщества в связи с перспективами применения для их создания гибридных перовскитов – материалов, последние 10 лет активно применяющихся в солнечной энергетике ввиду их уникальных оптоэлектронных свойств. Возможность получения данных материалов широким набором методов, включающих в себя как вакуумные, так и сравнительно дешёвые растворные подходы, позволяет создавать на их основе как однопиксельные (в том числе на основе монокристаллов), так и матричные детекторы рентгеновские детекторы в результате интеграции с многопиксельными электродами, изготавливаемыми по тонкоплёночной (TFT) технологии.

В докладе будут показаны результаты работ Лаборатории новых материалов для солнечной энергетики ФНМ МГУ в области разработки новых композитных сцинтилляционных материалов на основе полимерных матриц и рентгеноактивных фаз для изготовления гибких экранов и волоконных структур, предназначенных для высокоточной рентгеновской визуализации, а также полупроводниковых рентгеновских детекторов на основе поликристаллических плёнок гибридных перовскитов на основе галогенидов свинца. В частности, коллективом лаборатории предложена новая методика изготовления композитных экранов на основе полиэтиленвинилацетата для сцинтилляторов CsI(Tl), CaF₂(Eu), Gd₃Al₂Ga₃O₁₂(Ce), Gd₂O₂S(Pr), Bi₄Ge₃O₁₂, ZnS:Ag, Cs₃Cu₂I₅, Cu₆I₆HMTA₂. Показано, что световыход композитных плёнок с максимальной загрузкой сцинтиллятора (до 60% об.) составляет до 120% от монокристаллов соответствующих материалов, максимальное пространственное разрешение при этом составляет 12 пар линий/мм. Также была продемонстрирована стабильность изготовленных экранов на основе CsI(Tl), Gd₃Al₂Ga₃O₁₂(Ce) и Gd₂O₂S(Pr) к рентгеновскому излучению.

Особое внимание будет уделено имеющемуся в распоряжении лаборатории приборному парку для создания и характеристики прототипов рентгеновских устройств и перспективным направлениям сотрудничества.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 25-43-00096.

МОДИФИКАЦИЯ КОЛЛОИДНЫХ МЕТОДОВ СИНТЕЗА ГАЛОГЕНМЕТАЛЛАТОВ ДЛЯ ДЕТЕКТОРОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ МИКРОКАНАЛЬНЫХ ПЛАСТИН

Субботин Я.А., Тарасов А.Б., Беликова Д.Е.

(Лаборатория новых материалов для солнечной энергетики, факультет Наук о материалах МГУ имени М.В. Ломоносова)

Сцинтилляторы – вещества, способные излучать свет при поглощении ионизирующего излучения (альфа-частиц, гамма-квантов, электронов и т.д.). Одной из наиболее важных областей применения сцинтилляторов является рентгеновская визуализация – незаменимый метод неразрушающего контроля в промышленности, медицине и системах безопасности. Вспышка света, вызванная прохождением частицы через сцинтиллятор, может быть преобразована в электрический сигнал или графическое изображение при помощи приёмников оптического излучения – фотоэлектронных умножителей, фотодиодов, фотокамер. Свойства сцинтилляционного детектора в значительной степени определяются свойствами сцинтиллятора.

Важным параметром сцинтилляционных детекторов в рентгеновской визуализации является пространственное разрешение, описывающее собой минимальный размер видимых деталей. На данный момент повышение пространственного разрешения является одной из важнейших задач, открывающей доступ к высококачественной рентгеновской микрофотографии [1]. В данной работе для повышения пространственного разрешения сцинтилляционных детекторов было предложено использовать микроканальные пластины в качестве матрицы для сцинтилляционных материалов. Использование микроканальных пластин позволяет получать структурированные сцинтилляционные экраны с уменьшенным вкладом рассеяния между каналами (Рис. 5). Целью было изготовление сцинтилляционных детекторов на основе микроканальных пластин с заполнением частицами сцинтиллятора.

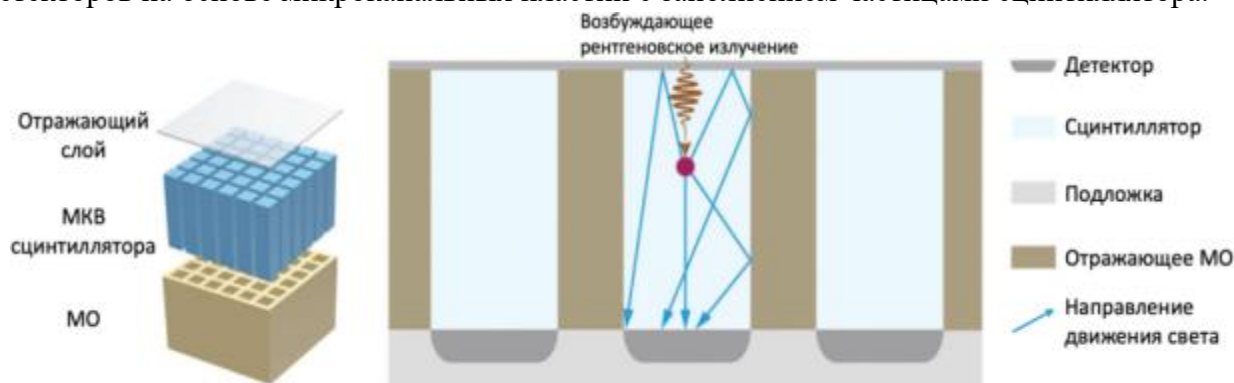


Рис. 5. Принцип работы сцинтилляционного экрана на основе МКП:

МО – монокристаллическое окружение, МКВ – микроканальная вставка.

В результате проведенных исследований были определены оптимальные условия синтеза порошков сцинтилляторов на основе сложных галогенидов меди(I) состава $\text{Cu}_6\text{I}_6\text{NMTA}_2$ и $\text{Cs}_3\text{Cu}_2\text{I}_5$ [2, 3]. Из полученных порошков сцинтилляторов были предварительно изготовлены композитные экраны с полиэтиленвинилацетатом для более корректного сравнения сцинтилляционных свойств между различными образцами (Рис. 6). В результате были получены порошки материалов со средним размером частиц 1-3 мкм, высокой эффективностью рентгенолюминесценции и высокой чувствительностью к рентгеновскому излучению, сопоставимыми с коммерческими материалами.

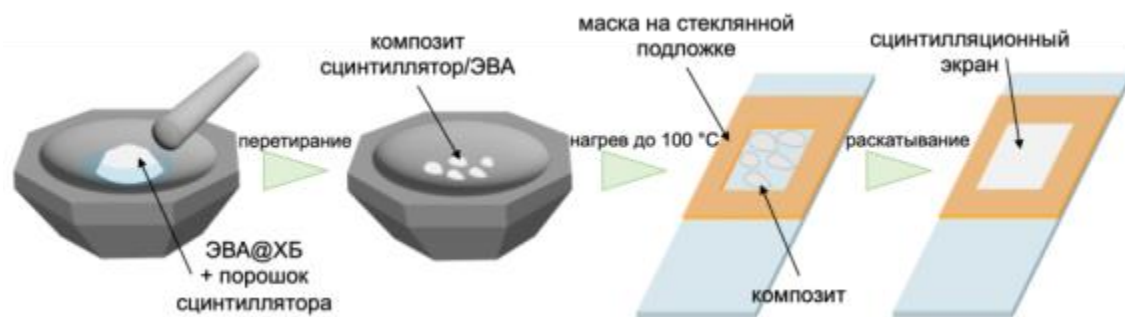


Рис. 6. Методика изготовления композитных сцинтилляционных экранов.

Образцы сцинтилляторов с наилучшими характеристиками были использованы для заполнения микроканальных пластин (МКП). Было выявлено, что наиболее полное заполнение каналов МКП происходит при использовании порошка сцинтиллятора $\text{Cu}_6\text{I}_6\text{НМТА}_2$, смоченного раствором поливинилпирролидона (ПВП) в воде.

Полученные сцинтилляционные экраны были протестированы для задач рентгеновской визуализации биологических объектов и мелких металлических деталей с размером менее 1 см. Для определения пространственного разрешения производился расчет MTF (modulation transfer function, частотно-контрастная характеристика), которая представляет собой отношение величины контраста изображения к исходному контрасту изображаемого объекта. Значение пространственной частоты изображения при определённом (для сцинтилляционных экранов обычно выбирается 0,1 или 0,2) значении MTF называется разрешающей способностью сцинтиллятора или его пространственным разрешением и выражается в «парах линий на мм». По рентгеновским изображениям непрозрачного металлического лезвия было определено пространственное разрешение в 10,8 пар линий/мм, что превосходит такие значения у коммерчески используемых материалов (Рис. 7).

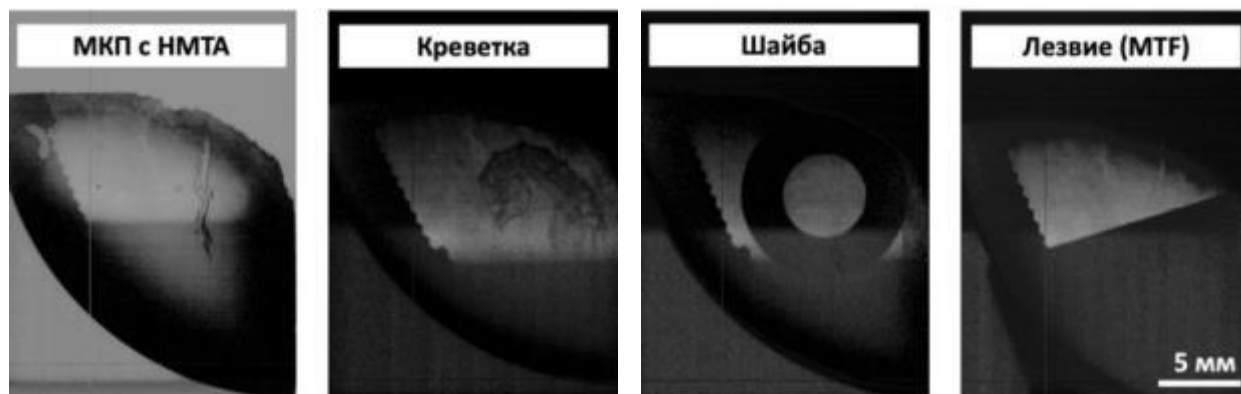


Рис. 7. Рентгеновская визуализация тест-объектов.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФ 22-73-10226.

Литература

1. Шендрик Р.Ю. Методы экспериментальной физики конденсированного состояния. Введение в физику сцинтилляторов. // Иркутск, 2013.
2. Chen L. et al. Efficient Restraint of Intra-Cluster Aggregation-Caused Quenching Effect Lighting Room-Temperature Photoluminescence // Adv. Opt. Mater. 2021. Vol. 9, № 20.
3. Jun T. et al. Lead-Free Highly Efficient Blue-Emitting $\text{Cs}_3\text{Cu}_2\text{I}_5$ with 0D Electronic Structure // Adv. Mater. 2018. Vol. 30, № 43.

ОБЗОР КЛКТ: ПЕРСПЕКТИВЫ ОТЕЧЕСТВЕННЫХ РАЗРАБОТОК

Овчинников О.И., Блинов Н.Н. (ООО «Рентген-Комплект»)

Метод конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) нашел широкое применение в стоматологической практике и смежных областях медицины, что обусловлено его способностью обеспечивать высокодетализированные изображения при относительно невысокой дозе облучения пациента. Данное обстоятельство актуализирует задачу по созданию отечественной КЛКТ-системы, обладающей конкурентоспособностью на рынке медицинского оборудования. В число ключевых достоинств технологии КЛКТ входит возможность генерации подробных трехмерных реконструкций анатомических структур, что повышает точность диагностических процедур и планирования хирургических вмешательств. В то же время, к ограничениям метода относится его низкая чувствительность при визуализации мягких тканей, что сужает диапазон его клинического применения в определенных ситуациях [1].

В настоящее время наблюдается рост числа КЛКТ-систем, которые обладают конструктивным сходством с аппаратами мультиспиральной компьютерной томографии. Они комплектуются томографическим столом и барабаном (гентри) с большим диаметром (до 1 метра). Подобная конфигурация открывает возможность использования конусно-лучевой томографии для исследования дистальных отделов конечностей и малых суставов, предоставляя рентгенологам доступ к более детализированным и качественным изображениям разнообразных анатомических образований.

В рамках исследования был проведен анализ рынка томографов в разных странах, произведено сравнение аппаратов от различных производителей, отличающихся своей конструкцией, а также анализ технических характеристик некоторых из них. Аналитическая и сравнительная работа осуществлялась по следующим компонентам КЛКТ-систем:

- Источник рентгеновского излучения;
- Детектор;
- Конструктивное исполнение системы;
- Программное обеспечение и алгоритмы реконструкции изображения.

Наиболее значимыми компонентами КЛКТ-аппаратов с точки зрения физико-технических характеристик являются рентгеновская трубка и детектор. При разработке подобной системы особенно критичным для разработки отечественной КЛКТ-установки становится этап подбора комбинации «источник-детектор», которая должна демонстрировать максимальную эффективность с позиций лучевой нагрузки, диагностической ценности получаемых изображений, а также производственных затрат [2]. Среди рассмотренных конусно-лучевых систем часть производителей используют моноблочный рентгеновский излучатель, в то время как другие применяют рентгеновскую трубку, по причине надежности, большей ремонтпригодности и лучшей электрозащищённости таких установок. Таким образом, основываясь на результатах проведенного анализа в контексте разработки отечественного конусно-лучевого томографа, перспективными представляются рентгеновские трубки отечественного производителя АО «Светлана-Рентген», чьи технические характеристики позволяют рассматривать их в качестве источника излучения для прототипов будущей КЛКТ-системы.

Также есть необходимость в исследовании рынка детекторов с целью отбора моделей, которые также могут быть использованы в процессе изготовления прототипа для последующего тестирования образованной пары. Важны не только размеры детектора в двух полуосях, но и его технические характеристики, такие как количество кадров в секунду при различных режимах, размер пикселя, пространственное разрешение (пл/мм) и битность получаемого изображения [3].

Необходимо отметить, что наряду с вышеперечисленными аппаратно-техническими компонентами КЛКТ-систем, существенную роль играет разработка методов реконструкции изображений, то есть специализированного программного обеспечения. Данный этап создания системы является также ответственным и длительным по времени.

Конструктивное исполнение системы, включающее ее технические особенности, наличие или отсутствие томографического стола, вертикальную или портальную компоновку, а также мобильность сканирующего модуля, определяет номенклатуру и виды исследований, выполняемых на КЛКТ. Единого подхода среди производителей не существует: каждый реализует системы с собственными дизайнерскими решениями. Существует огромное количество нюансов в создании конструкции томографа, таких как создание компактной диафрагмы, крепление рентгеновской трубки, точности обработки и сборки металлоконструкции для стабильного вращения гентри.



Рис. 8. Модель наиболее распространенного типа конструкции конусно-лучевого компьютерного томографа (портальный тип).

Сфера применения КЛКТ продолжает расширяться в таких областях, как ортопедия, травматология и оториноларингология. Методика продолжает непрерывно совершенствоваться, а производители адаптируют конфигурацию своих КЛКТ-систем, руководствуясь запросами врачей-рентгенологов, для обеспечения максимальной диагностической ценности и соблюдения принципа ALARA — достижения наилучшего качества изображений при минимально возможной лучевой нагрузке. В связи с этим и другими факторами остается актуальной задача создания отечественных КЛКТ-систем для использования в клинической практике не только в России, но и в других странах.

Литература

1. Хизер Логан, Йохан Волфардт, Pierre Boulanger, Билл Ходжеттс, Хади Сейкали - Оценка точности конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ): технология медицинской визуализации для реконструкции головы и шеи. (URL: <https://journalotohns.biomedcentral.com/articles/10.1186/1916-0216-42-25>).
2. Магдалена Посады, Джули Десимпел, Филип Ванхоенакер - Конусно-лучевая компьютерная томография опорно-двигательного аппарата: клиническое применение. (URL: <https://insightsimaging.springeropen.com/articles/10.1007/s13244-017-0582-1>).
3. Наумович С.С. Наумович С.А. - Конусно-лучевая компьютерная томография: современные возможности и перспективы применения в стоматологии (URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/konusno-luchevaya-kompyuternaya-tomografiya-sovremennyye-vozmozhnosti-i-perspektivy-primeneniya-v-stomatologii>).

ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОСЕТЕВЫХ МЕТОДОВ ДЛЯ ДЕТЕКЦИИ КОМПОНЕНТОВ НА РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ В ПРОГРАММЕ «PRODIS»

Фролова М.А., Воротилов Р.Ю. (ПРОДИС.НДТ)

Нейросетевые методы обработки изображений находят всё более широкое применение в современной промышленной рентгеновской инспекции. Растущие потребности в автоматизации контроля качества в электронной промышленности стимулируют развитие систем технического зрения, способных анализировать такие объекты, как печатные платы (ПП). Так, одной из важных задач является создание алгоритмов для автоматического поиска и классификации компонентов. Настоящее исследование проведено с целью демонстрации возможностей интеграции нейросетевых моделей в платформу «proDIS».

В отличие от медицинской диагностики, где нейросетевые подходы получили широкое распространение благодаря обширным накопленным за десятилетия наборам данных, область рентгеновской инспекции печатных плат лишена этого преимущества. Публичные наборы данных рентгеновских снимков электронных компонентов практически отсутствуют, что создаёт значительный барьер для разработки моделей глубокого обучения, критически зависимых от большого объёма размеченных данных. В связи с этим, первой задачей в рамках данной работы стал сбор собственной репрезентативной базы данных. Для этого с помощью системы «ПРОДИС.Электро» было получено 500 рентгеновских снимков различных печатных плат (рис. 1).

В рамках данного исследования была поставлена задача детекции широко распространенных типов компонентов: SOP, BGA, QFN и QFP. Одна из сложностей задачи заключается в наличии значительного внутриклассового варьирования. Например, компоненты одного типа, такие как SOP, могут иметь различное число выводов, размеры корпуса и пр., что требует от модели способности к обобщению (рис. 2).

Во-вторых, наблюдается выраженное межклассовое визуальное сходство, например, между корпусами QFN и QFP, которые визуально могут отличаться лишь формой контактов выводов (рис. 3). В связи с этим на начальном этапе классы QFN и QFP были объединены.

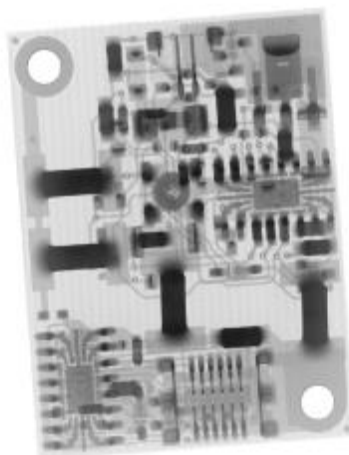


Рис. 9. Пример снимка печатной платы.

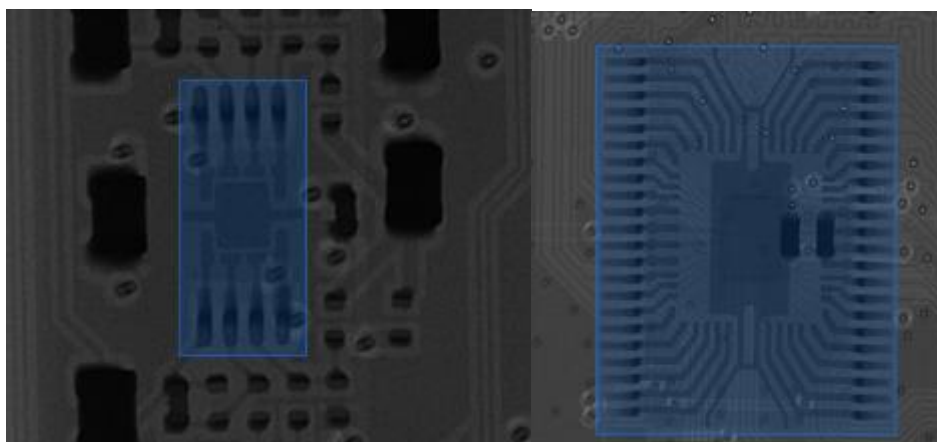


Рис. 10. Примеры SOP.

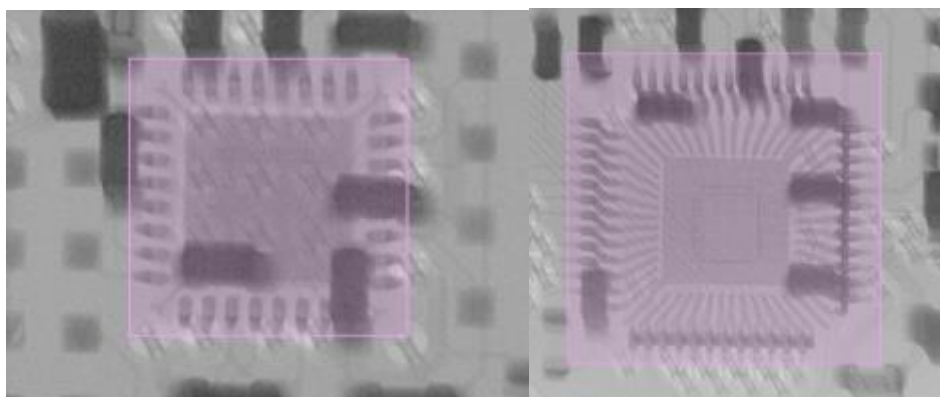


Рис. 11. Примеры компонентов класса QFN/QFP. Слева QFN, справа QFP.

Дополнительную сложность представляет сверхвысокое разрешение исходных рентгеновских снимков (до 10000×10000), что делает невозможной их прямую обработку стандартными нейросетевыми архитектурами без существенной потери детализации.

В используемой системе рентгеновской инспекции («ПРОДИС.Электро») снимки производятся на различных увеличениях (рис. 4). В результате, например, один и тот же компонент может занимать на изображении как 100×100 пикселей, так и 1000×1000 пикселей. Таким образом, от модели и обучающего набора данных требуется инвариантность к значительным изменениям масштаба объектов — от мелких до занимающих большую часть кадра.

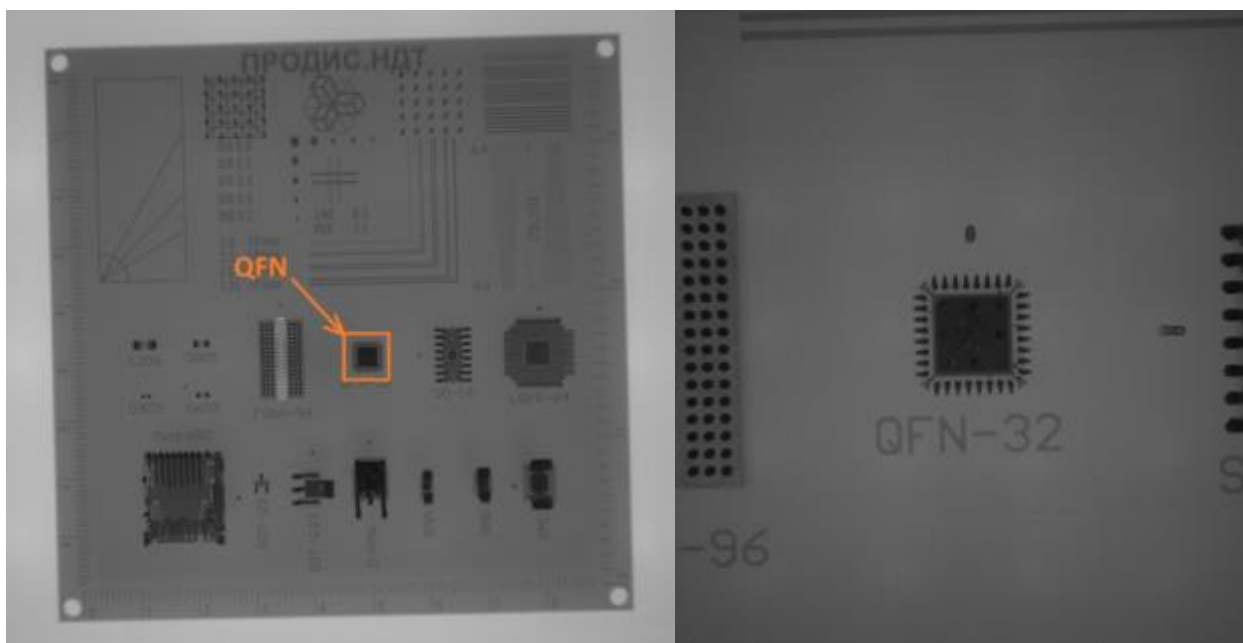


Рис. 4. а – пример съемки (7000×7000 пикселей) без увеличения. Компонент QFN занимает маленькую часть снимка. б – пример съемки с увеличением. Компонент QFN занимает большую долю снимка по сравнению с предыдущим.

Для универсальности модели, т.е. способности корректно обрабатывать снимки, независимо от специфики продукции заказчика, необходимо собрать большой набор данных, включающий снимки широкого разнообразия печатных плат. Популярный подход, связанный с использованием для обучения модели синтетических изображений, полученных с помощью генеративных моделей из открытого доступа (например, «GigaChat»), оказывается неприменим в этой задаче [1]. Генеративные модели не адаптированы для создания рентгеновских снимков печатных плат, они создают лишь черно-белые изображения, физически несоответствующие реальным рентгеновским снимкам (рис. 5). Подобные данные ухудшают точность и запутывают модель. Поэтому необходимо самостоятельно собрать обширную коллекцию данных.

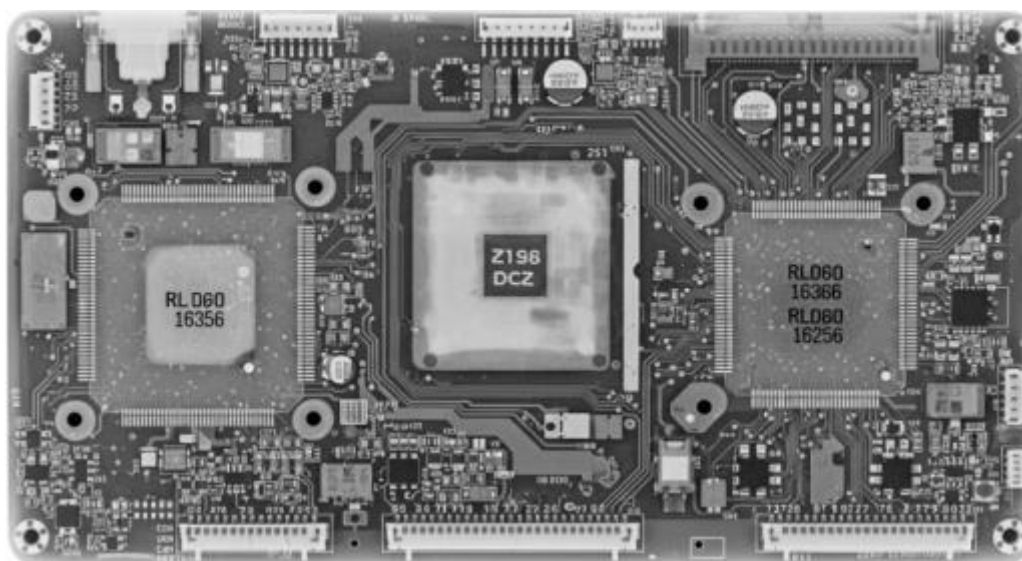


Рис. 5. Пример сгенерированного рентгеновского снимка платы. Модель не может сгенерировать правильный рентгеновский снимок.

В качестве базового решения задачи детекции была выбрана модель YOLO. Собранный набор данных был разделён на обучающую (350 снимков), валидационную (50 снимков) и тестовую (100 снимков) выборки. Обученная на собранном наборе данных, модель продемонстрировала в целом удовлетворительную производительность, подтвердив принципиальную возможность решения поставленной задачи (рис. 6). Однако часть компонентов определить не удалось.

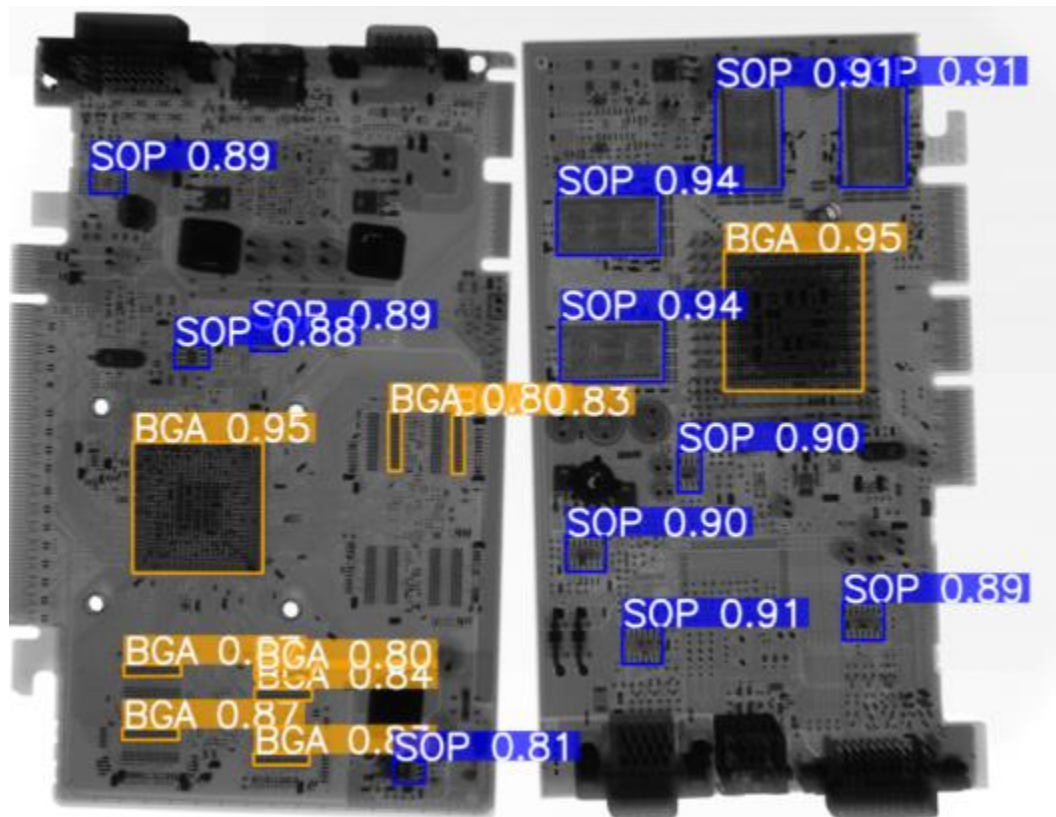


Рис. 6. Результат применение обученной базовой нейронной сети. Некоторые компоненты BGA модели обнаружить не удалось. Кроме того, не удалось обнаружить некоторые мелкие компоненты.

Для преодоления ограничений, связанных с обработкой изображений высокого разрешения, был применен фреймворк SAHI (Slicing Aided Hyper Inference) [2]. Его концептуальное преимущество заключается в отказе от анализа целого изображения в пользу стратегии разделения снимка на части и его анализа по частям. Последующее объединение полученных предсказаний с помощью алгоритмов подавления немаксимумов (NMS) позволяет построить итоговую карту объектов для всего изображения. Использование SAHI привело к значимому улучшению метрик точности (Precision, Recall и др.).

Однако применение SAHI значительно увеличило время обработки одного изображения. Для сравнения, время обработки изображения размера 2000×2000 пикселей 0,008 секунд стандартными методами и 0,5 секунд с использованием SAHI. Для снимка 7500×7500 пикселей время обработки увеличивается до 2,5 секунд. С использованием SAHI процесс получения прогноза от нейросети (инференс) осуществляется значительно дольше, так как формально модель выполняет прогноз не единожды, а несколько раз, в зависимости от параметров. Данную проблему можно преодолеть, выполняя параллельный инференс для каждой части снимка. Если проблема не будет решена, то подобное решение не подходит для обработки данных в режиме реального времени (от 10 кадров в секунду).

Другим подходом может стать использование предобработанных снимков на этапе обучения модели. В этом случае, исходные кадры высокого разрешения (более, чем 3000×3000 пикселей) заранее разделяются на батчи (группы данных), на которых обучается модель. Данная методика позволяет достичь точности, сопоставимой с применением SAPH, но без сопутствующих вычислительных затрат. Инференс на полном изображении в этом случае выполняется значительно быстрее.

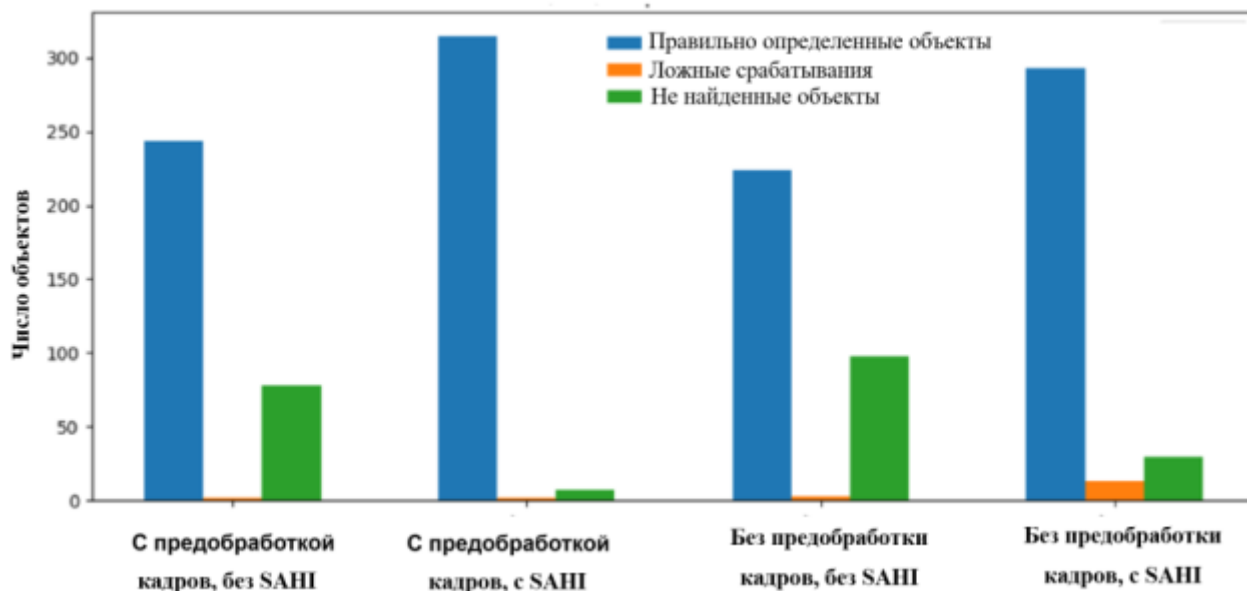


Рис. 7. Результат применения четырех версий запуска моделей.

Таким образом, проведенное исследование подтверждает принципиальную применимость нейросетевых моделей, в частности YOLO, для решения задачи детекции компонентов на рентгеновских изображениях печатных плат. Показано, что использование методов слайсинга — автоматической нарезки исходного изображения на меньшие части с перекрытием, таких как SAPH, является перспективным путем для повышения точности анализа снимков высокого разрешения. Для дальнейшего развития подхода одной из задач является создание адаптивного механизма, учитывающего условия съемки — геометрические размеры платы, коэффициент увеличения и пр. — что позволит автоматически оптимизировать параметры обработки и достичь оптимального баланса между точностью детекции и скоростью работы системы.

Представленное решение по детекции компонентов служит наглядным примером гибкости платформы «proDIS» в части применения технологий искусственного интеллекта. Мы предлагаем не просто готовые алгоритмы, а инструментарий для создания собственных решений под уникальные задачи заказчика. Наша платформа предоставляет удобные средства для сбора данных, их разметки, экспорта данных и интеграции обученных моделей в пользовательские промышленные системы контроля.

Литература

1. Головин А. С. Генерация синтетических данных в обучении искусственных нейронных сетей // Научное издательство «Профессиональный вестник», 2024. С. 7-13.
2. Akyon F. C. et al. Slicing Aided Hyper Inference and Fine-tuning for Small Object Detection // 2022 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP).

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОМЫШЛЕННЫХ РОБОТОВ В СИСТЕМАХ РЕНТГЕНОВСКОЙ ИНСПЕКЦИИ

Воротилов Р.Ю., Фролова М.Ф. (ПРОДИС.НДТ)

Современная промышленность активно развивается в рамках концепции «Индустрия 4.0», в которой важную роль играют автоматизация и интеграция роботизированных систем.

Одним из важнейших элементов процесса создания крупных кластеров промышленных систем является внедрение систем неразрушающего контроля (НК), в частности рентгеновской инспекции, в производственную линию. Однако ручной контроль становится узким местом в высокоавтоматизированных процессах. Роботизация оборудования позволяет эффективно встраивать системы контроля в линии, обеспечивая непрерывность и высокую скорость проверки [1, 2].

Одним из ярких примеров автоматизации НК является серия систем RobotiX, разработанная компанией North Star Imaging. Разработки RobotiX включают промышленных роботов, интегрированных в оборудование для цифровой рентгенографии (DR 2D) и компьютерной томографии (CT 3D X-ray). Например, система X25 серии RobotiX Part Loader представляет собой автоматизированную систему рентгеновской компьютерной томографии, которая обеспечивает автоматическую загрузку и выгрузку контролируемых деталей (рис. 1а). Другим известным производителем подобных систем является компания HeiDetect. На рис. 1б показана HeiDetect FX Inline CT — это современная полностью автоматическая система конвейерной томографии (CT), предназначенная для инспекции различных деталей автомобилей, таких как головки цилиндров, картера, коробки передач и конструктивные компоненты.



Рис. 1. Система рентгеновской инспекции X25 серии RobotiX Part Loader и система инлайн-томографии HeiDetect FX Inline CT.

Среди отечественных производителей можно выделить Томский политехнический университет, который разработал рентгенографический комплекс, предназначенный для выявления дефектов в роторах газотурбинных двигателей, используемых как в гражданской, так и в военной авиации [3]. Компания ООО "Новотекс Системс" разработала мобильный комплекс радиографического контроля, который интегрирован с дистанционно управляемым саперным роботом на гусеничном шасси, что позволяет проводить контроль на безопасном расстоянии (рис. 2б). Это значительно снижает риски для служб безопасности, обеспечивая возможность обследования подозрительных объектов без непосредственного контакта с ними.



Рис. 2. Системы роботизированной рентгеновской компьютерной томографии производства ТПУ и комплекс роботизированной рентгеновской инспекции, разработанный компанией ООО "Новотекс Системс".

Значительной проблемой внедрения является отсутствие в России и мире единых стандартов и общепринятой терминологии для роботизированных систем НК. Существующие решения не имеют унифицированной структуры, а их описание лишь частично, что затрудняет их систематическое сравнение и внедрение. В качестве решения данной проблемы мы предлагаем четкую классификацию роботизированных систем НК по целевому назначению:

1. Роботизированные сортировочные линии на основе данных рентгеновского контроля. Такие системы позволяют автоматически сортировать объекты по результатам анализа рентгеновских изображений, значительно повышая точность и скорость процесса. Ярким примером является проект DangerSort (Fraunhofer), где для идентификации и извлечения литиевых батарей из потока отходов применяется рентгеновское сканирование в сочетании с алгоритмами искусственного интеллекта.

2. Системы роботизированной загрузки и выгрузки образцов. Автоматизация этих операций устраняет «узкое место», связанное с ручным трудом, и повышает общую пропускную способность линии. Примером служит решение RobotiX (North Star Imaging), в котором манипулятор автоматически извлекает деталь из накопителя, подает ее в рентгеновскую камеру для сканирования и затем возвращает в производственный поток.

3. Роботизированные системы для инспекции и компьютерной томографии. Эти комплексы обеспечивают высокоскоростной неразрушающий контроль за счет точного автоматизированного позиционирования источника излучения и детектора. Например, система XRHRobotStar (VisiConsult) предназначена для высокоскоростной инлайн-рентгенографии.

4. Универсальные многофункциональные платформы. Подобные установки способны выполнять несколько различных методов контроля в рамках одной системы, что повышает ее гибкость и эффективность. Примером является платформа RadalyX (Radalytica), которая интегрирует в себе цифровую рентгенографию, компьютерную томографию, томосинтез, ультразвуковой контроль и лазерное профилирование.

5. Специализированные мобильные манипуляторы для работы в опасных условиях. Данный класс систем предназначен для проведения инспекции в зонах, недоступных или опасных для человека, таких как объекты с повышенным радиационным

фоном. Разработка таких мобильных роботизированных платформ в настоящее время является активно развивающимся направлением.

Компания «ПРОДИС.НДТ» обладает необходимыми компетенциями для интеграции промышленных роботов в задачи рентгеновской дефектоскопии. Уже реализована поддержка универсальных сторонних манипуляторов, управляемых по протоколу G-кода, что позволяет создавать решения для различных отраслей промышленности. Опыт компании также включает успешное использование робота-манипулятора KUKA SCARA для сортировки мелкогабаритных объектов с помощью пневматического захвата и шестиосевого манипулятора KUKA KR4 R600 для прецизионного позиционирования детектора или объекта. Были исследованы рабочие характеристики оборудования — в частности, выявлена зависимость точности позиционирования от радиуса действия и массы рабочей нагрузки.

Промышленный робот-манипулятор KUKA KR4 R600 (рис. 3а), согласно технической документации, гарантирует точность повторного позиционирования до 0.02 мм с учетом массы и схемы расположения центра масс полезной нагрузки (рис. 3б). В рамках теста на точность позиционирования, подтверждена возможность позиционирования груза массой 3 кг (аналог детектора МАРК 1215С) закрепленного непосредственно на фланце робота. Для контроля использовался микрометр часового типа. Положение фиксировалось по выбранной оси при циклическом перемещении вдоль различных направлений. В результате испытаний было установлено, что погрешность повторного позиционирования не превышает 0,1 мм, что удовлетворяет требованиям для проведения томографических исследований.

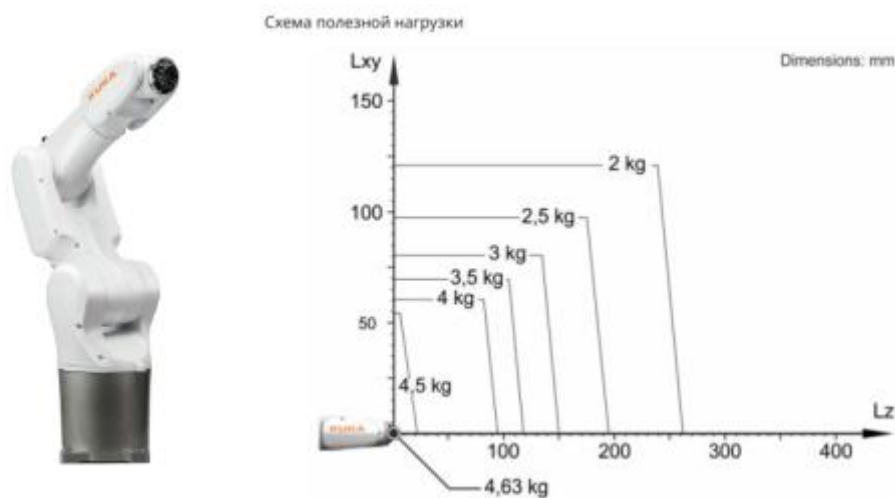


Рис. 3. Робот-манипулятор KUKA KR4 R600.

Дополнительно в среде для программирования и симуляции RoboDK проведено комплексное моделирование различных сценариев, включая автоматизированную загрузку образцов и рентгеновскую инспекцию на базе роботов манипуляторов (рис. 4).

Применение роботизированных технологий в неразрушающем контроле откроет новые перспективы для повышения эффективности процессов НК и приблизит к реализации концепции «Индустрия 4.0». Предложенная классификация роботизированных систем НК систематизирует знания в данной области, а проведенный эксперимент подтверждает возможность использования роботов-манипуляторов при проектировании роботизированных комплексов неразрушающего контроля.

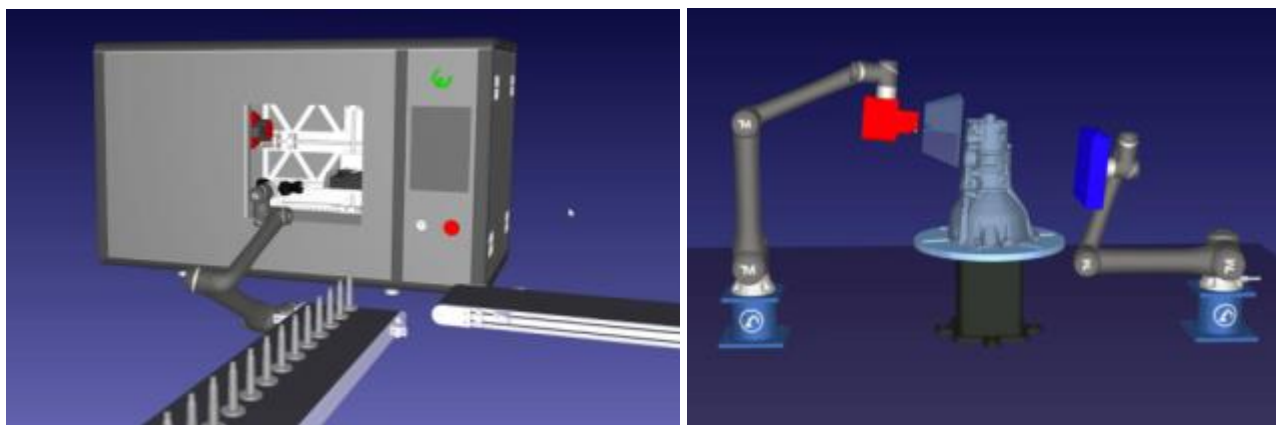


Рис. 4. Моделирование системы загрузки и выгрузки образцов и универсальная система на базе двух роботов манипуляторов.

Литература

1. Amr M., Schön T., Suth D. A Flexible and Acquisition Geometry-Independent Calibration for Computed Tomography // 8th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2018). Wels, Austria, 2018.
2. Müller J., Herl G., Schromm T., Jahnke P., Maier A. K. Task-specific View Selection for 2D X-ray Inspection of Large Objects with Robotic CT Systems // e-Journal of Nondestructive Testing. 2024. Vol. 29, No. 3. // URL: <https://www.ndt.net/search/docs.php3?id=29257> (дата обращения: 27.10.2025).
3. Промышленная томография и неразрушающий контроль. // URL: <https://tpu.ru/research/radiography/?ysclid=m4xfjojawb438496876> (дата обращения: 20 сентября 2025).

ДВА С ПОЛОВИНОЙ ОБРАЗЦА В ДЕНЬ, ИЛИ КАК МЫ ПРОВЕЛИ 18 ЛЕТ: ОПЫТ ПРАКТИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ОБРАЗОВАНИИ, РЕШЕНИЯ НАУЧНЫХ И ПРОИЗВОДСТВЕННЫХ ЗАДАЧ

Корост Д.В. (МГУ им. М.В. Ломоносова, ООО «Деко-сервис»), Белохин В.С. (МГУ им. М.В. Ломоносова, ООО «Деко-сервис»), Степанов Н.В. (Московский автомобильно-дорожный государственный технический университет, ООО «ТомоВеб Решения»), Корост С.Р. (ООО «Деко-сервис», МГУ им. М.В. Ломоносова)

Компьютерная томография (КТ) — универсальный метод изучения строения объектов различного состава и происхождения. Результаты пространственного изучения служат как дополнительными данными к существующим лабораторным методикам, так и источником новой, не доступной ранее, информации.

Спектр применения КТ в научных исследованиях обширен:

1) Углекислотное и горное дело:

– Анализ структуры углей: Выявление распределения органического вещества, минеральных примесей (зольность) и пустотного пространства.

– Исследование трещиноватости: Изучение влияния механических и плазменно-импульсных воздействий (ПИВ) на образование трещин. Установлено, что трещинообразование контролируется прослоями с зольной примесью.

– Оценка фильтрационных свойств: Традиционные методы малоинформативны для углей, тогда как КТ позволяет строить точные 3D-модели для численного моделирования фильтрации.

2) Археология и антропология:

– Исследование артефактов: Неразрушающий анализ технологии изготовления керамических сосудов, украшений (браслеты, перстни), оружия.

– Палеонтология: Исследование ископаемых организмов (радиолярии, раковины) без их физического извлечения из породы.

– Палеоантропология: Диагностика прижизненных патологий по скелетным останкам (неправильно сросшиеся переломы, остеомиелит), неразрушающий анализ археологических находок (зубы Денисовского человека).

Исследование сосудистой системы мозга.

3) Зоология и систематика:

– Дифференциация криптических видов: Изучение скелета узкоротых квакш (Microhylidae) для описания новых родов и видов (Siamophryne, Vietnamophryne, Nanohyla).

– Osteological исследования: Неинвазивное получение данных о строении скелета для фундаментальных проблем систематики.

4) Геология и недропользование:

– Нефтегазовая отрасль: Контроль качества керна (выявление неоднородностей, трещин, зон кольматации, которые критически влияют на репрезентативность лабораторных замеров), сопровождение экспериментов (визуализация изменений в образце в ходе экспериментов), мультимасштабное моделирование коллекторов (построение моделей карбонатов, баженовской свиты, углей для корректного пересчета свойств от шлифа к пласту).

– Рудная геология: 3D-локализация и стереометрический анализ зерен платинометаллических минералов (мончеит, электрум) в анортозитах.

– Изучение донных отложений: Выявление текстур (дегазации, слоистости), корреляция данных КТ с гранулометрией, плотностью и газонасыщенностью, что незаменимо для инженерно-геологических изысканий.

5) Материаловедение: Анализ структуры композиционных материалов (например, углерод-углеродные тормозные диски).

6) Криология: Изучение ледяных кернов для палеоклиматических реконструкций.

7) Почвоведение: Моделирование фильтрации в почвах и анализа структуры пустотного пространства.

С 2007 г. наша научная группа ведёт работы по изучению особенностей метода, усовершенствованию и адаптации технологий получения и обработки данных, подготовке специалистов и внедрению КТ в разные направления науки и технологии промышленного применения, а также разработке методологических и программных решений.

На сегодняшний день нами создана и продолжает пополняться уникальная библиотека данных, включающая порядка 10000 снимков КТ (горные породы, почвы, осадки, биологические и археологические образцы, искусственные материалы, драгоценные и

поделочные камни) и более 5 км съемки макрообъектов (скважинный керн, лед, донные грунты и почвы).

Рассмотрим один из частых случаев методологии применения КТ.

«Цифровой керн» — частный случай методологии

Одним из активно развивающихся и внедряющихся в производство направлений применения численного моделирования является т. н. технология «Цифровой Керн» — методология применения комплекса лабораторных исследований и физико-математических моделей, для последовательного сбора исходные и параметрических данных, получению цифровых копий образца по данным КТ различного масштаба.

В отличие от традиционных методов, сформированных в середине XX века и дающих усредненные и точечные данные, Технология Цифровой керн предоставляет сплошную, многоазовую и объективную информацию по всему объему керна (Рис. 12). Она предоставляет возможность изменить устоявшиеся, но малопродуктивные подходы, обеспечивающие мировой коэффициент извлечения нефти (КИН) на уровне 35–40 %.

Метод КТ позволяет изучать не только строение матрицы породы, но и оценивать насыщенность порового пространства. Опыты по изучению распределения остаточной водонасыщенности показали, что метод КТ позволяет установить основные структурные и минеральные характеристики коллекторов, определяющих наличие связанной воды в пределах пустотного пространства.

Численный анализ объемных моделей порового пространства показал высокую сходимость значений коэффициентов проницаемости, получаемых с помощью КТ и принятыми лабораторными методами. Высокая сходимость данных по пористости (Рис. 13) указывает на то, что КТ является достоверным методом получения модели порового пространства. В дальнейшем данную модель можно обоснованно использовать для моделирования других ФЕС коллекторов.

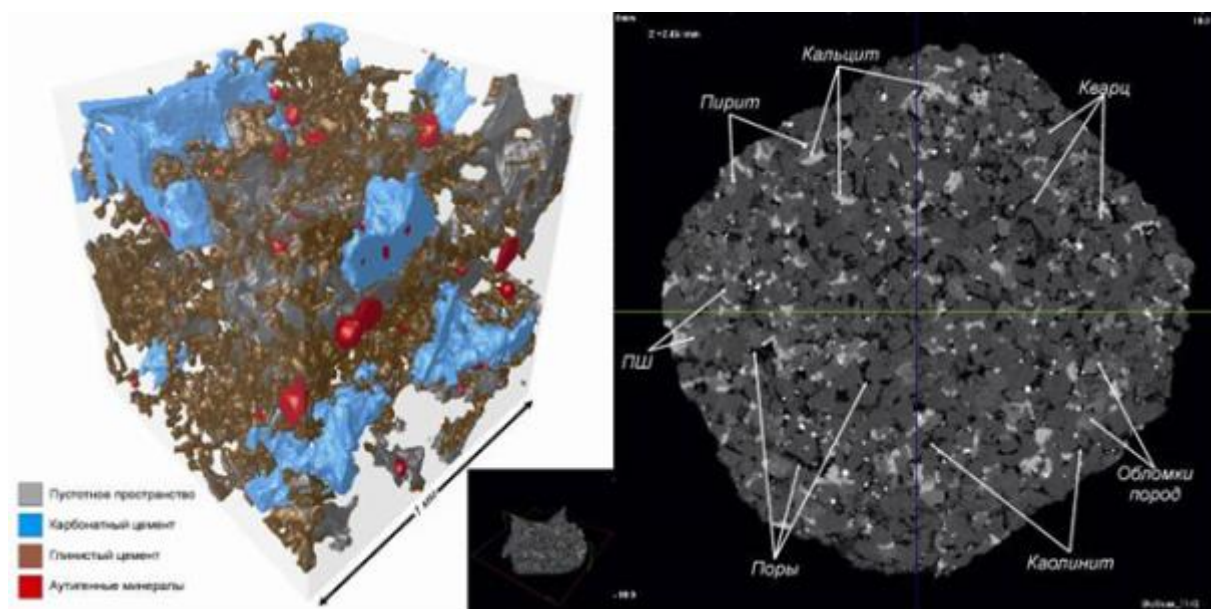


Рис. 12. КТ модель полимиктового карбонатизированного песчаника (тюменская свита).

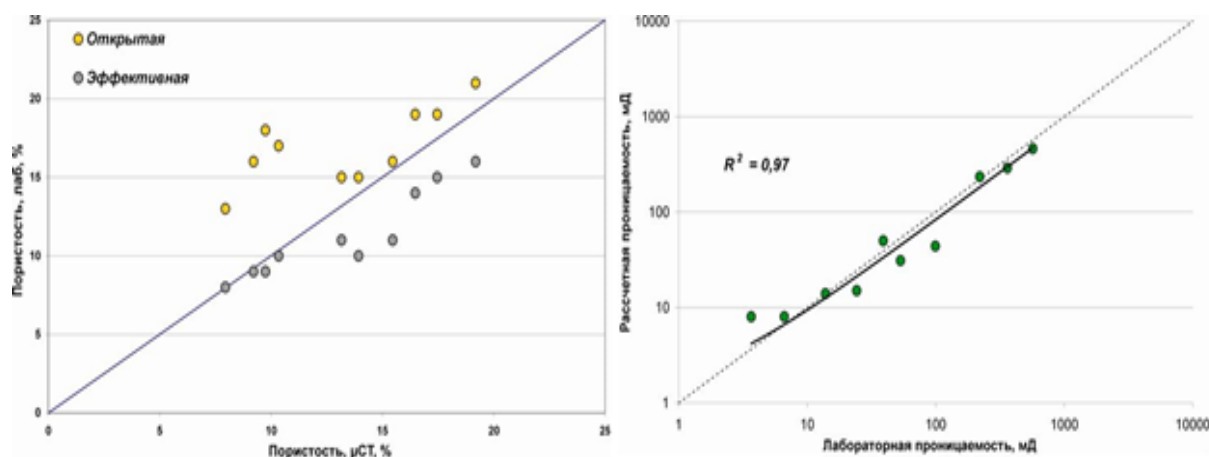


Рис. 13. Сопоставление расчетных и полученных в лаборатории фильтрационных и емкостных свойств пород-коллекторов.

Методология

Цифровой керн — это методология, основанная на создании точной цифровой копии горной породы, которая позволяет:

- Изучать ее внутреннее стереологическое строение (пространственное соотношение минералов, пор, трещин) в 3D формате.
- Проводить на этой модели численное моделирование фильтрационных, упругих и других свойств.
- Осуществлять мультимасштабный анализ — от нанометров (FIB-SEM) до десятков сантиметров (полноразмерный керн).

Создание цифрового двойника керна является многоэтапным процессом, где качество каждого шага критически важно для получения итогового результата.

Весь керн, поступивший в лабораторию, поэтапно изучается на нескольких масштабах — от полноразмерного керна диаметром 65–120 мм до порошковой пробы.

Ключевыми этапами изучения являются (Рис. 14):

- Отбор образцов: контроль качества, выбор однородного участка, выбуривание цилиндра (форма куба приводит к артефактам при сканировании).
- КТ-сканирование: подбор оптимальных параметров для максимизации контрастности и минимизации артефактов.
- Реконструкция и обработка: устранение артефактов, фильтрация шумов.
- Сегментация. Это наиболее субъективный и ответственный этап — разделение 3D-изображения на компоненты (поры, скелет, минералы). Именно здесь остро стоит проблема «человеческого фактора» и необходимости создания «ground truth» датасетов для обучения AI.

Параметризация и апскейлинг: насыщение модели вещественными свойствами и объединение данных разных масштабов в единую цифровую модель.

Для решения ряда задач, особенно связанных с полноразмерным керном и динамическими процессами, использование медицинских томографов имеет решающие преимущества перед специализированными промышленными сканерами:

- Высокая скорость сканирования: ~30 секунд на погонный метр против 1,5–3 часов. Это позволяет не только наращивать производительность, но и исследовать процессы в динамике, например, фильтрацию флюидов.

– Высокая энергия источника: Позволяет эффективно сканировать плотные породы (плотностью более 2,9–3 г/см³), минимизируя артефакты, неизбежные на низкоэнергетических промышленных системах.

– Оптимальное разрешение и объем данных: Разрешения ~250 мкм более чем достаточно для большинства задач макромасштаба, при этом объем данных составляет около 1 Гб/п.м. (против 30–150 Гб), что решает проблемы архивации и обработки.

– Доступность: Использование б/у медицинских сканеров является экономически эффективным и технически обоснованным решением.



Рис. 14. Этапы создания цифровой модели для численного моделирования.

Ключевые проблемы и вызовы внедрения

Несмотря на потенциал, технология сталкивается с рядом системных барьеров:

– Кадровый голод: технология требует мультидисциплинарных команд (геологи, физики, математики, программисты). Отсутствие таких команд приводит к тому, что «математики решают уравнение, а не задачу».

– Отсутствие нормативной базы: нет государственных стандартов на получение, обработку и хранение цифровых копий керна. Это блокирует их использование в официальных отчетах (например, для подсчета запасов).

– Проблема архивации и репозитория: данные КТ обладают огромным объемом (1 п.м. керна = 1–150 Гбайт). Отсутствие централизованного фонда приводит к их бессистемному удалению или потере. По нашим оценкам, в России должно быть ~100000 уникальных цифровых образцов, а набралось менее 30000.

– Разрыв между наукой и промышленностью: научные группы и стартапы отсечены от реальных данных и испытательных полигонов для апробации решений, а промышленность не хочет менять устоявшиеся, хоть и неэффективные, процессы.

– «Верификация верификатора»: результаты цифрового моделирования безальтернативно проверяются лабораторными замерами, при этом сам математический аппарат современных лабораторных приборов (например, порозиметров) является «черным ящиком» и не проходит независимой проверки.

Решения и перспективы

Для преодоления барьеров необходимы скоординированные действия, такие как:

– Создание Национального цифрового хранилища: централизованный репозиторий для сбора, долгосрочного хранения (в 3-х копиях – операционный, «горячий» и «холодный» архивы) и предоставления доступа к цифровым копиям ядра. К работе необходимо привлечь крупных ИТ-игроков (Яндекс, Сбер) для решения инфраструктурных задач.

– Разработка и внедрение нормативной базы: стандартизация терминологии, методик сканирования, критериев качества данных и процедур валидации цифровых исследований.

– Развитие платформы СТ-мар: создание открытой биржи данных для поиска, обмена и коммерциализации обезличенных КТ-данных из разных отраслей (геология, материаловедение, биология). СТ-мар – это инновационная веб-платформа, созданная как единый каталог и карта обезличенных КТ-данных из различных областей науки и промышленности. Она позволяет организациям и исследователям публиковать метаданные о доступных КТ-сканах (тип томографа, разрешение, параметры съемки), а пользователям находить нужные образцы через систему фильтров и запрашивать доступ к данным через встроенные средства коммуникации. Платформа решает ключевую проблему разрозненности и недоступности КТ-данных, обеспечивая среду для межотраслевого сотрудничества и ускоряя разработку алгоритмов и ПО за счет предоставления разнообразных тестовых наборов.

– Подготовка кадров и формирование испытательных полигонов: создание междисциплинарных образовательных программ и предоставление промышленностью возможностей для тестирования новых технологий на реальном ядре и в промысловых условиях.

– «Легализация» цифровых методов: внесение в нормативные документы вариативности «и/или цифровыми методами» для ускорения промышленного внедрения.

Компьютерная томография – это универсальная технология, открывающая новые возможности в десятках направлений. Ее широкое внедрение, особенно с использованием медицинских томографов, – насущная необходимость для технологического прорыва, требующая консолидации усилий науки, промышленности и государства.

ОСОБЕННОСТИ РЕНТГЕНОФЛУОРЕСЦЕНТНОГО АНАЛИЗА ИМИТАТОРОВ СЛАБОРАДИОАКТИВНЫХ ОТХОДОВ.

Грязнов А.Ю., Иванов В.А., Холопова Е.Д., Гук К.К.

Александрова А.А., Баранов И.М. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Актуальность работы обусловлена постоянным развитием работ по созданию безопасных и эффективных методов переработки слабоактивных отходов (РАО), в частности, отработанных ионообменных смол (ОИОС). Работа даже с низкоактивными материалами сопряжена с риском неконтролируемого уноса радионуклидов и образованием вторичных РАО, поэтому ключевым этапом является отработка технологических режимов на

нерадиоактивных имитаторах – образцах, в которых радиоактивные изотопы заменены на их стабильные химические аналоги, такие как цезий, сурьма, кобальт и марганец [1].

В рамках работы были подготовлены образцы ионообменных смол, используемых в настоящее время на предприятиях Росатома для связывания радиоактивных материалов в жидких слаборадиоактивных отходах [2].

Далее проводился процесс реакции смол с имитаторами радиоактивных отходов (стабильными изотопами цезия и сурьмы), после чего в рамках технологии отверждения жидких слаборадиоактивных отходов образцы подвергались сушке в специализированных СВЧ печах. Анализ проводился на нескольких стадиях эксперимента:

- чистых ионообменных смол с целью определения их исходного состава и возможных примесей в интересующем диапазоне;
- загрязненных в водной среде смол после их сушки в естественных условиях (для определения абсорбции радиоактивных отходов);
- смол после сушки в СВЧ печах (сопровождающегося кратным уменьшением первоначальной массы и ростом удельной концентрации анализируемых элементов);
- воздушных фильтров на СВЧ печах (с целью определения степени улетучивания веществ в процессе сушки).

Поскольку исследуемая технология предполагает значительное уменьшение массы исходного материала (в 10-50 раз) за счёт газификации органической матрицы, точность взвешивания и последующего анализа становится критичной. Высушивание образцов позволяет исключить влияние переменной влажности на результаты измерений и обеспечивает корректный расчёт массового баланса – основного критерия эффективности технологии.

Для элементного анализа в работе использовался рентгенофлуоресцентный спектрометр «СПЕКТРОСКАН МАКС-GVM» [3]. К его несомненным преимуществам относятся высокая чувствительность (позволяет детектировать элементы от натрия до урана), неразрушающий контроль, возможность анализа жидких и твёрдых проб без вакуумирования и автоматизация процесса измерений.

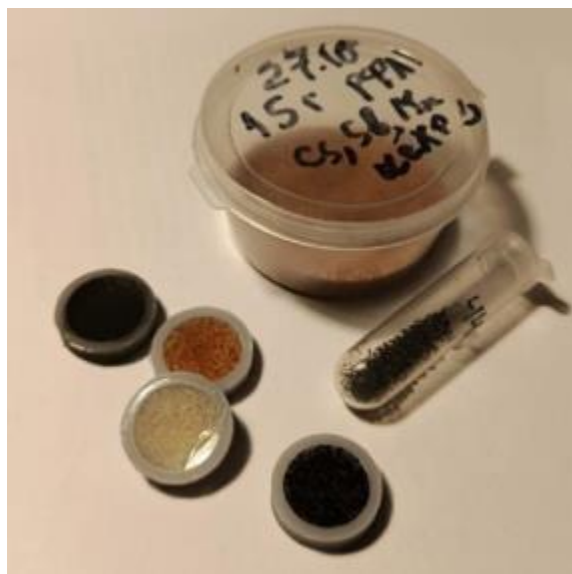


Рис. 1. Спектрометр «СПЕКТРОСКАН МАКС-GVM»
и подготовленные пробы исходных и обработанных смол.

Однако в ходе работы проявились и существенные ограничения метода, главными из которых являются два: неоднородность образца и сильное влияние матричного эффекта, что объясняется тем, что интенсивность флуоресценции анализируемого элемента значительно зависит от химического состава и физического состояния образца (плотности, степени измельчения [4]). Это потребовало разработки специальной методики калибровки не на чистых веществах, а на матрицах, максимально приближённых к реальным образцам до и после обработки.

Особенностью проведённого исследования стала методика подготовки имитаторов с искусственным увеличением концентрации стабильных изотопов на 1-2 порядка по сравнению с реальными РАО. Это было необходимо для упрощения отслеживания элемента и повышения точности измерений на этапе отладки методики. Основной задачей было определение массового баланса, то есть распределения целевого элемента (цезия или) между твёрдым остатком и газовой фазой после термохимической обработки. Масса уноса рассчитывалась косвенным методом, как разность между исходной массой элемента и его массой в твёрдом остатке, определённой с помощью РФА.

Неоднородность помола конечного продукта обработки (зольного остатка) привела к значительному разбросу результатов РФА. Другой серьёзной проблемой стала фоновая загрязнённость исходной смолы, из-за которой в контрольном опыте без добавки цезия-имитатора были обнаружены его следовые количества. Это привело к парадоксальной ситуации, когда расчётная масса цезия на выходе из процесса в одном из экспериментов превысила массу на входе, что указало на необходимость тщательного входного контроля сырья. Несмотря на выявленные трудности, работа позволила получить важные результаты.

Во-первых, была отработана общая схема проведения эксперимента, включающая этапы приготовления имитаторов, матричной калибровки РФА, проведения технологического опыта и расчёта баланса.

Во-вторых, подтверждена принципиальная применимость РФА для контроля массового баланса в технологиях переработки РАО.

В-третьих, для использованного режима обработки было установлено, что цезий-имитатор практически полностью концентрируется в твёрдом остатке, а его унос с газовой фазой пренебрежимо мал.

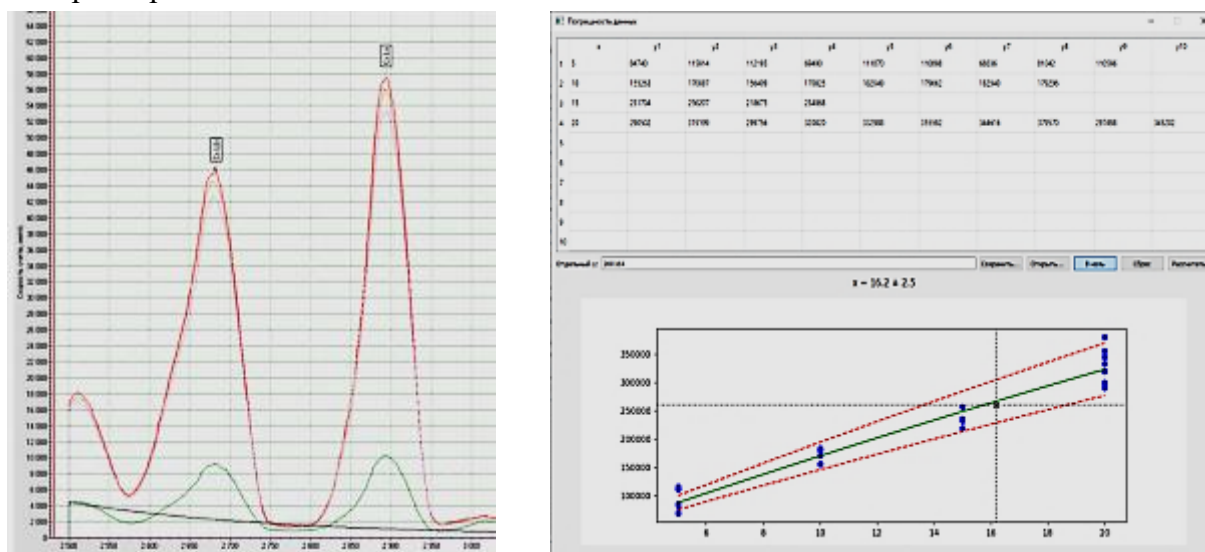


Рис. 2. Спектр цезия в образце и окно специализированной программы калибровки.

В ходе работ была создана специализированная программа для калибровки анализируемых образцов, позволяющая оценить сходимость и воспроизводимость результатов.

Для дальнейшего повышения точности методики необходимо стандартизировать процедуру пробоподготовки, обеспечив идентичную и воспроизводимую степень измельчения образцов для калибровки и анализа. Калибровочные зависимости должны строиться на гарантированно чистой от целевых элементов матрице, а также требуется обязательный контроль фонового содержания аналитов в исходных материалах. Проведённые исследования являются важным этапом в разработке и последующей аттестации надёжной методики анализа для контроля технологий переработки радиоактивных отходов.

Литература

1. Ежегодный доклад МАГАТЭ // URL: <https://www.iaea.org/publications/reports/annual-report/2023> (дата обращения 01.10.2025).
2. Смирнов И.В., Кузнецов А.Ю., Романов, Г.Н. (2021). Применение хелатных ионообменных смол для очистки жидких радиоактивных отходов. // Радиохимия, 63(4), 345-358.
3. Рентгеновские спектрометры и анализаторы НПО “СПЕКТРОН” // URL: <https://spectronxray.ru> (дата обращения 02.10.2025).
4. Соболев В. И. Рентгенофлуоресцентный анализ. // Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2014.

РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ ТЕХНОЛОГИЙ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА ДЛЯ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ ГОНАРТРОЗА

Камышанская И.Г. (Санкт-Петербургский государственный университет, Городская Мариинская больница), Староверов Н.Е. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Угрюмов А.В., Карпов Н.А., Мамедов А.Э. (ООО «Мед-Рей»)

В виду роста количества исследований за рабочую смену рентгенолога и трудоёмкости анализа рентгенограмм низкого качества, вероятность ошибки в диагностике артроза коленного сустава (гонартроза) значительно повышается. В оценке стадии артроза врачи-рентгенологи пользуются различными отечественными и зарубежными классификациями, а методика измерения рентгеновской суставной щели и остеофитов в литературе разнообразна [1-5], что приводит к разным заключениям диагностов по одной и той же рентгенограмме. Для решения данной проблемы группой врачей-рентгенологов в кооперации с программистами было разработано «Специальное программное обеспечение для выявления признаков деформирующего артроза коленного сустава по данным рентгенографии – АПК «АрхиМед Aivory AI Arthrosis»» (далее “ИИ-сервис”).

Цель исследования – оценить эффективность и возможности АПК «АрхиМед Aivory AI Arthrosis» с определением полезности модуля в работе врача-рентгенолога.

При формировании обучающей выборки учитывали следующие критерии включения в исследование:

- наличие целевых объектов на снимке;
- исследования приемлемого качества;
- исследование содержит полный охват коленного сустава.

Набор рентгенограмм коленных суставов был сформирован в СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница». Все рентгенограммы были деперсонализированы. Размер выборки составил 300 рентгенограмм коленных суставов. При формировании обучающей выборки также использовали открытые наборы данных (датасеты). Выборка была сформирована случайным образом.

Разметка данных (выделение целевых объектов – большеберцовая и бедренная кости) для эталонного набора производилась специалистами из городской Мариинской больницы на основе заключения о проведённом исследовании коленного сустава.

Целевым результатом работы «ИИ-сервиса» являлось точное определение стадии артроза. Способом верификации наличия патологии на рентгенограмме коленного сустава являлось наличие протокола данного исследования с заключением рентгенолога. Оценку качества классифицирующей способности «ИИ-сервиса» проводили посредством сравнения результата его работы с заключением врача-рентгенолога.

При разработке программного обеспечения были использованы нейронные сети на основе нейросетевой архитектуры Unet++.

Порог активации для каждой кости определяли по методу нахождения минимального расстояния от левого угла до ROC кривой. Значения порога активации, а также разделение результатов на «ожидаемые» и «непредвиденные» для каждого класса патологии, представлены в табл. 1.

Табл. 1. Результаты измерений коленного сустава.

Класс патологии	Порог активации	Ожидаемые	Непредвиденные
Большая берцовая кость	0,65	286	14
Бедренная кость	0,62	281	19
Коленный сустав	0,61	293	7
Остеофит	0,66	274	26

Данное исследование было слепым и носило ретроспективный характер.

Работа ИИ-сервиса (сервис искусственного интеллекта) заключалась в следующем. Сервис принимал на вход рентгенограмму (РГ) коленного сустава (КС) в DICOM формате. Далее ИИ-сервис выполнял процедуру детекции коленного сустава. По найденной области, проводилась семантическая сегментация большеберцовой и бедренной костей, а также процедура детекции (обнаружения) остеофитов. Таким образом, ИИ-сервис генерировал дополнительные серии снимков с выделенными контурами суставных концов большеберцовой и бедренной костей, а также с выделением области расположения остеофитов и рентгеновской суставных щелей (рис. 1).

По полученным после сегментации маскам костей проводился расчёт величины (высоты) рентгеновской суставной щели и остеофитов. Так по данным параметрам ИИ-сервис определял стадию гонартроза. В результате работы ПО формировалось заключение формата DICOM SR с размерами рентгеновской суставной щели и остеофитов, а также с предполагаемой стадией артроза. Результаты измерений коленного сустава с помощью алгоритмов выводились в текстовом виде.

Ввиду специфики задач детекции и сегментации костей коленного сустава класс “истинно-отрицательный” полностью отсутствует, т.к. его наличие подразумевает отсутствие целевой области на рентгенограмме (коленного сустава, большеберцовой и бедренной костей), а такие снимки не включались в обучающую выборку.

Методика оценивания результатов сегментации основывалась на вычислении dice-метрики и построении ROC-AUC кривой на основе dice-метрики. Несмотря на то, что стандартно метрика ROC-AUC применяется для задачи классификации, её можно также использовать для задачи сегментации, если задать правило, позволяющее интерпретировать dice-метрику в качестве вероятности принадлежности к целевому (истинному) классу. Если значение dice-метрики между предсказанным и истинным значениями превосходит заданное пороговое значение, то вероятность принадлежности к классу равна 1, иначе – 0.



Рис. 1. На рентгенограмме коленного сустава вырезается область исследования и выделяется цветным контуром большеберцовая и бедренная кости (а), измеряется рентгеновская суставная щель (б), оценивается наличие и величина остеофитов (в).

Для проведения референс-тестирования использовали один набор данных для тестирования модели сегментации и детекции коленного сустава, детекции остеофитов и

программного обеспечения (ПО) целиком, так как рентгенограммы, содержащие коленные суставы с разной степенью артроза, подходят для тестирования всех используемых моделей. На некоторых рентгенограммах отсутствовали остеофиты, что позволяло использовать такие снимки в качестве класса «истинно-отрицательный» для модели детекции остеофитов. Результаты референс-теста представлены в табл. 2–4.

Табл. 2. Референс-тест для тестирования ИИ моделей сегментации и детекции коленного сустава.

Истинно-положительный	Истинно-отрицательный	Ложно-положительный	Ложно-отрицательный
300	0	0	0

Табл. 3. Референс-тест для тестирования детекции остеофитов.

Истинно-положительный	Истинно-отрицательный	Ложно-положительный	Ложно-отрицательный
121	179	0	0

Табл. 4. Референс-тест для тестирования всего ПО.

	Истинно-положительный	Истинно-отрицательный	Ложно-положительный	Ложно-отрицательный
Отсутствие артроза	75	225	0	0
Артроз первой стадии	75	225	0	0
Артроз второй стадии	75	225	0	0
Артроз третьей стадии	75	225	0	0

Ввиду отсутствия класса “истинно-отрицательный” для задач сегментации и детекции коленного сустава, вычисление некоторых стандартных метрик для них было невозможным.

Были подготовлены графики ROC-кривых для задач сегментации и детекции коленного сустава, которые представлены ниже на рисунках 2-5.

Были подсчитаны стандартные метрики эффективности программного обеспечения в общем и для задач детекции остеофитов. Метрики оказались высокими для разных параметров и представлены ниже в табл. 5-9.

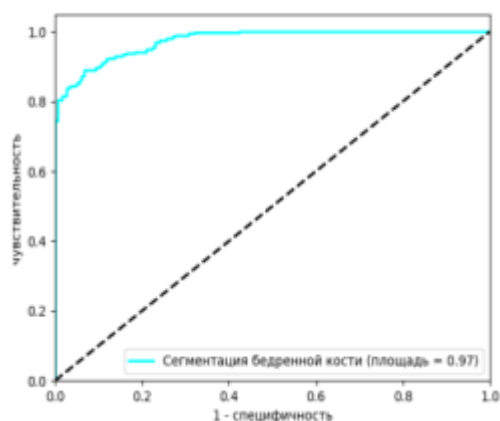


Рис. 2. График ROC-AUC сегментации бедренной кости.

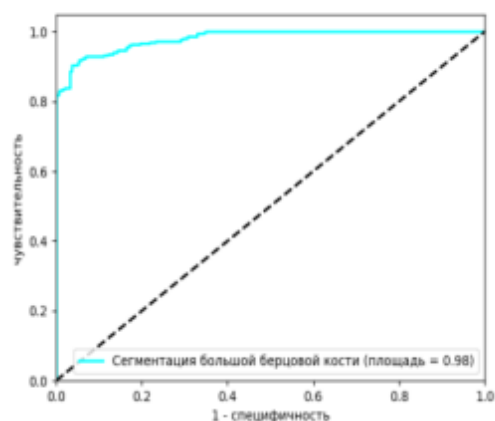


Рис. 3. График ROC-AUC сегментации большой берцовой кости.

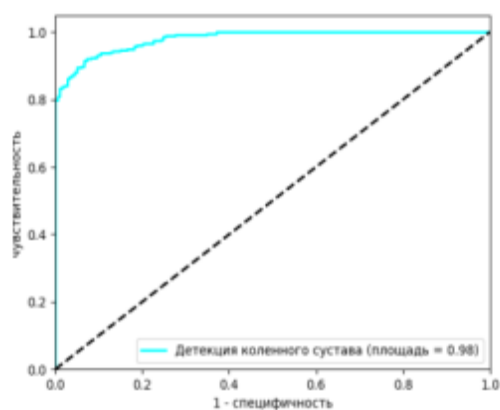


Рис. 4. График ROC-AUC детекции коленного сустава.

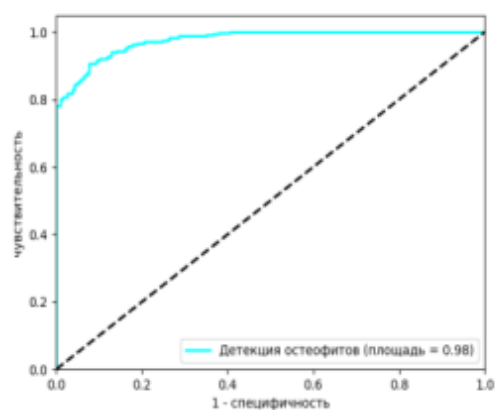


Рис. 5. График ROC-AUC детекции остеофитов.

Табл. 5. Результат детекции остеофитов.

Показатель	Формула	Результат
Чувствительность	$\text{ИП} / (\text{ИП} + \text{ЛО})$	90,08
Специфичность	$\text{ИО} / (\text{ИО} + \text{ЛП})$	91,06
Точность (общая валидность)	$\text{ИП} + \text{ИО} / (\text{ИП} + \text{ИО} + \text{ЛП} + \text{ЛО})$	90,67
Отношение правдоподобия положительного результата	$\text{Чувствительность} / (1 - \text{специфичность})$	10,08
Отношение правдоподобия отрицательного результата	$(1 - \text{чувствительность}) / \text{специфичность}$	0,11
Прогностическая ценность положительного результата	$\text{ИП} / (\text{ИП} + \text{ЛП})$	87,20
Прогностическая ценность отрицательного результата	$\text{ИО} / (\text{ИО} + \text{ЛО})$	93,14
Частота ложных срабатываний	1–специфичность	8,94
Площадь под ROC-кривой	Расчёт при помощи алгоритма	0,98

Табл. 6. Результат оценки класса – отсутствие артроза.

Показатель	Формула	Результат
Чувствительность	$ИП / (ИП + ЛО)$	86,67
Специфичность	$ИО / (ИО + ЛП)$	94,22
Точность (общая валидность)	$ИП + ИО) / (ИП + ИО + ЛО)$	92,33
Отношение правдоподобия положительного результата	Чувствительность/ (1- специфичность)	15,00
Отношение правдоподобия отрицательного результата	(1-чувствительность)/ специфичность	0,14
Прогностическая ценность положительного результата	$ИП / (ИП + ЛП)$	83,33
Прогностическая ценность отрицательного результата	$ИО / (ИО + ЛО)$	95,50
Частота ложных срабатываний	1–специфичность	5,78

Табл. 7. Результат оценки класса – артроз первой стадии.

Показатель	Формула	Результат
Чувствительность	$ИП / (ИП + ЛО)$	88,00
Специфичность	$ИО / (ИО + ЛП)$	91,56
Точность (общая валидность)	$ИП + ИО) / (ИП + ИО + ЛП + ЛО)$	90,67
Отношение правдоподобия положительного результата	Чувствительность/ (1- специфичность)	10,42
Отношение правдоподобия отрицательного результата	(1-чувствительность)/ специфичность	0,13
Прогностическая ценность положительного результата	$ИП / (ИП + ЛП)$	77,65
Прогностическая ценность отрицательного результата	$ИО / (ИО + ЛО)$	95,81
Частота ложных срабатываний	1–специфичность	8,44

Табл. 8. Результат оценки класса – артроз второй стадии.

Показатель	Формула	Результат
Чувствительность	$ИП / (ИП + ЛО)$	90,67
Специфичность	$ИО / (ИО + ЛП)$	93,33
Точность (общая валидность)	$ИП + ИО) / (ИП + ИО + ЛП + ЛО)$	92,67
Отношение правдоподобия положительного результата	Чувствительность/ (1- специфичность)	13,60
Отношение правдоподобия отрицательного результата	(1-чувствительность)/ специфичность	0,10
Прогностическая ценность положительного результата	$ИП / (ИП + ЛП)$	81,93
Прогностическая ценность отрицательного результата	$ИО / (ИО + ЛО)$	96,77
Частота ложных срабатываний	1–специфичность	6,67

Табл. 9. Результат оценки класса – артроз третьей стадии.

Показатель	Формула	Результат
Чувствительность	$ИП / (ИП + ЛО)$	85,33
Специфичность	$ИО / (ИО + ЛП)$	92,89
Точность (общая валидность)	$ИП + ИО) / (ИП + ИО + ЛП + ЛО)$	91,00
Отношение правдоподобия положительного результата	$Чувствительность / (1 - специфичность)$	12,00
Отношение правдоподобия отрицательного результата	$(1 - чувствительность) / специфичность$	0,16
Прогностическая ценность положительного результата	$ИП / (ИП + ЛП)$	80,00
Прогностическая ценность отрицательного результата	$ИО / (ИО + ЛО)$	95,00
Частота ложных срабатываний	1–специфичность	7,11

Побочные эффекты и противопоказания к использованию, данного ИИ-сервиса отсутствовали. В процессе предварительных клинических испытаний в форме анализа и оценки клинико-технических данных недостатков конструкции и качестве медицинского изделия не обнаружено.

Таким образом, в ходе клинических испытаний модуля «Специальное программное обеспечение АПК “АрхиМед Ivory AI Arthrosis”» установлено, что ПО для выявления признаков деформирующего артроза по данным рентгенографии коленных суставов, безопасно при использовании по назначению, установленному производителем, а полученный продукт обладает достаточной функциональностью.

Выводы.

1. Разработанное ПО соответствуют нормативной, технической и эксплуатационной документации;
2. Представленная документация соответствует назначению и показаниям к применению;
3. Полнота и достоверность характеристик, установленных нормативно-технической и эксплуатационной документацией производителя, подтверждены;
4. Полученные метрики разработанного ПО показали высокие параметры эффективности и безопасности, что подтверждает качество ПО;
5. Неблагоприятных событий, наступивших в результате применения ПО, не выявлено, изделия эффективно и приносит пользу.

Литература

1. Рентгенологические классификации артрозов Ahlbä.. | Томография | ВКонтакте https://vk.com/wall-64115009_27113.
2. Рентгеновские стадии остеоартроза. Классификация по Косинской и Келлгрена-Лоуренса –Microsievert.ru. <https://microsievert.ru/rentgenologicheskie-stadii-osteoartr>.
3. <https://cf2.pptonline.org/files2/slide/v/VjeafCwAGpuWqxKRLZFUEiMrPsyvIm4ND5n9Nd0Jg/slide-18.jpg>.

4. Алешкевич А.И. Усовершенствованная методика рентгенометрии в определении показателей рентгеновской суставной щели при остеоартрозе коленного сустава. // Медицинские новости. 2021. №4. С. 83-86.

5. Постановление Правительства РФ от 04.07.2013 № 565 (ред. от 17.04.2024) "Об утверждении Положения о военно-врачебной экспертизе". https://www.consultant.ru/document/cons_doc_LAW_149096/?ysclid=m754sfzdk22973640976.

ВОЗМОЖНОСТИ НЕЙРОСЕТЕВОГО АНАЛИЗА КОКСОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПО ДАННЫМ РЕНТГЕНОГРАФИИ ТАЗОБЕДРЕННЫХ СУСТАВОВ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

***Рындин В.В., Камышанская И.Г. (Санкт-Петербургский
государственный университет, медицинский институт, кафедра лучевой
диагностики), Трухан С.В. (ООО «ЭСПЕР»)***

Коксометрические параметры позволяют в рентгенодиагностике оценить форму и пространственные соотношения компонентов тазобедренного сустава. К ним относят углы, линии, индексы, схемы, которые можно построить и оценить на рентгенограммах, например: угол Шарпа и Виберга, ацетабулярный индекс, линия Шентона и другие. Эти показатели используются для диагностики дисплазий тазобедренного сустава и планирования ортопедического лечения.

Актуальным направлением развития современной цифровой рентгенодиагностики является использование методов глубокого обучения, нейросетевого анализа, которые способны автоматически производить разметку костных ориентиров на рентгенограмме и расчёт параметров изображения. Объективность и скорость ручного измерения коксометрических параметров зависит от навыков и опыта врача-рентгенолога. С новым подходом диагностики может существенно сократиться время врача, а также повысится точность измерений рентгенометрических параметров.

В нашем обзоре рассматриваются современные достижения в области применения нейросетей в рентгенодиагностике заболеваний тазобедренного сустава. Проводится сопоставление скорости и точности анализа рентгеновских изображений тазобедренных суставов с использованием компьютерного зрения и ручных традиционных методик.

Цель исследования - проанализировать научную литературу за последние 5 лет по оценке коксометрических параметров с помощью искусственного интеллекта (ИИ).

Проведен поиск работ в PubMed, IEEE Xplore и Google Scholar за период с 2020 по 2025 годы, по ключевым словам: коксометрия, дисплазия тазобедренного сустава, нейронные сети, глубокое обучение, рентгенограмма тазобедренного сустава, автоматизация измерений. Отобрано 11 публикаций, которые классифицировали по методологиям и архитектуре, по метрикам качества (коэффициент Dice, MSE, Sensitivity/Specificity), по времени обработки 1 исследования и валидации.

Современные нейросетевые модели способны самостоятельно размечать ключевые анатомические ориентиры на рентгенограммах и вычислять параметры. То же относится и к

изображениям тазобедренного сустава. Так, коммерческий сервис HIPPO™ может проанализировать стандартные снимки тазобедренных суставов в переднезадней проекции и измерить такие параметры как: шеечно-диафизальный угол бедренной кости, ацетабулярный индекс (угол Тённиса), угол Шарпа и индекс экстррузии головки бедра (рис.1).

В исследовании [1] сравниваются результаты диагностики этого сервиса с результатами диагностики трех опытных специалистов. По результатам их исследования автоматические измерения были сопоставимы по точности с ручными, скорость диагностики также выросла, так как ручные измерения в среднем занимали 6 минут, а автоматические - 30 секунд.

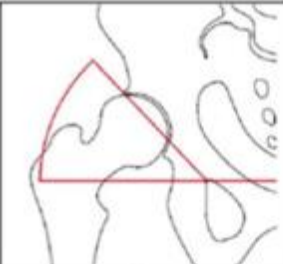
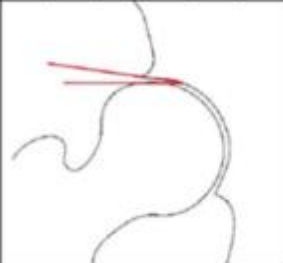
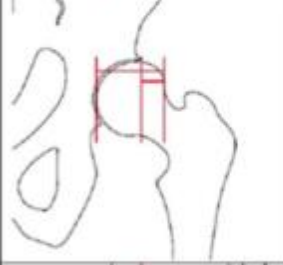
	Sharp's angle / acetabular angle	Angle between the reference line (line connecting the inferior margins of the pelvic teardrops) and the most lateral aspect of the acetabular roof, intersecting the inferior margin of the ipsilateral teardrop
	Acetabular index	Angle formed between a horizontal line running through the most inferior point of the sclerotic acetabular sourcil and a tangential line extending from the medial to lateral edges of the sclerotic acetabular sourcil
	Caput-Collum-Diaphyseal angle (CCD)	Angle formed between the femoral neck axis and the femoral shaft axis
	Femoral head extrusion index	Calculated by measuring the horizontal distance of the lateral femoral head, that is not covered by the acetabulum divided by the horizontal distance of the femoral head.
	Lateral Center-Edge angle (LCE)	Angle formed between a line through the center of the femoral head perpendicular to the reference line and a line through the center of the femoral head passing through the most superolateral margin of the sclerotic part of the acetabular sourcil, neglecting osteophytes

Рис. 1. Схематическое изображение угла Шарпа (Sharp's angle), ацетабулярного индекса (Acetabular index), шеечно-диафизарного угла (Caput-Collum-Diaphyseal angle), индекса экстррузии головки бедра (Femoral head extrusion index) и угла Виберга (Lateral Center-Edge angle), описанные в [1].

В исследовании [2] были обучены нейросети для диагностики дисплазии тазобедренного сустава по данным рентгенографии. Их модель определяла три параметра: угол Шарпа, угол Тённиса и угол Виберга. В работе авторы определяли прогноз развития дисплазии тазобедренного сустава. По их данным значительно ускорился процесс диагностики, а также отмечалось совпадение точности ручных и автоматических измерений.

В рамках исследований [3] в 2024 году была представлена система сегментации рентгенограмм тазобедренных суставов при остеоартрозе. Программа способна самостоятельно определить границы и измерить высоту суставной щели.

В исследовании [4] авторы также сравнили работу сервиса HIPRO™ с результатами диагностики трех рентгенологов. Оценивались такие параметры, как угол Виберга, шейечно-диафизарный угол, наклон таза, угол Тённиса (ацетабулярный индекс), угол Шарпа и процент покрытия головки бедра (рис. 2). В большинстве показателей сервис HIPRO™ успешно работал. Программа не точно измеряла шейечно-диафизарный угол и достаточно верно определяла углы Виберга и Тённиса. По времени анализа изображений сервис HIPRO™ существенно выигрывал ручные замеры, делая это на 70-94% быстрее.

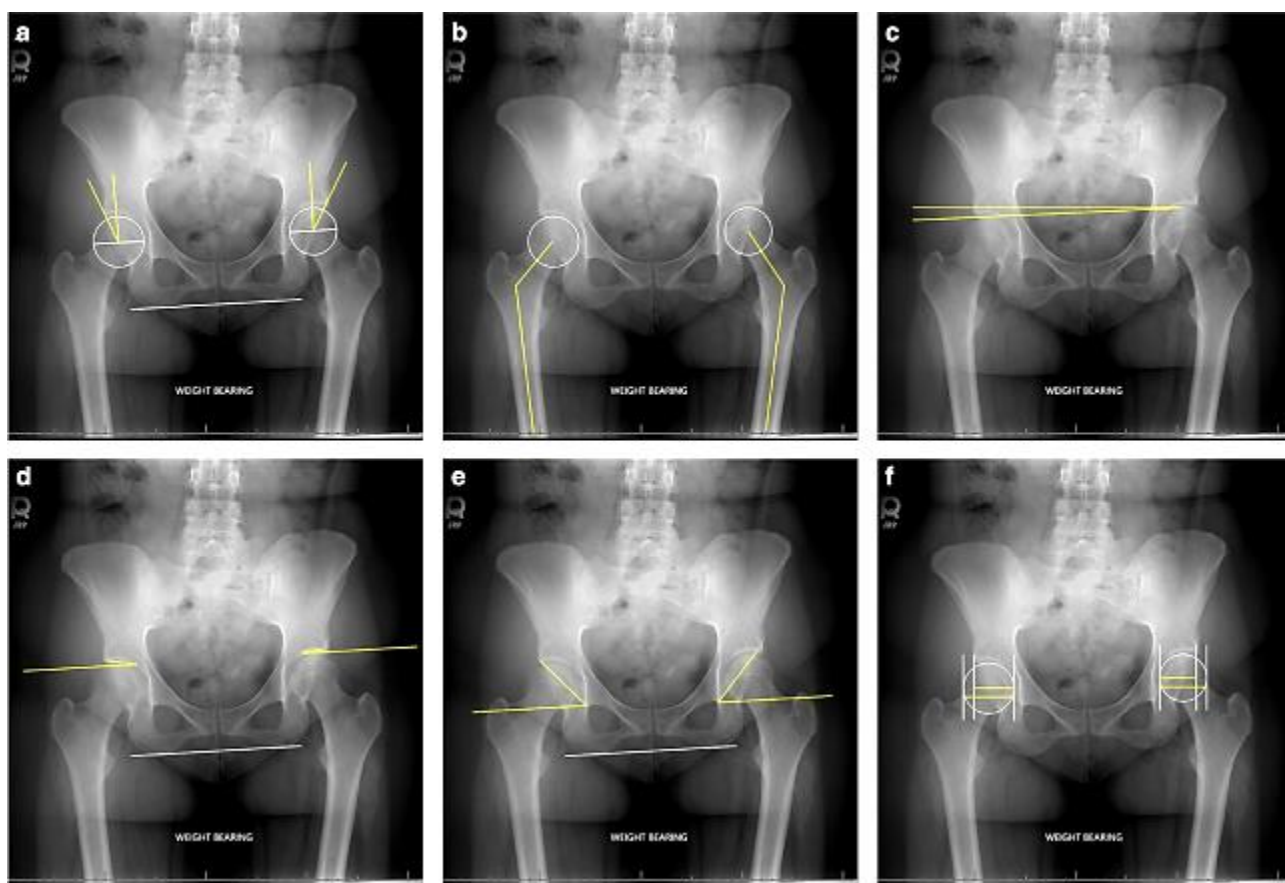


Рис. 2. Показатели, сравниваемые в исследовании Archer, Н и соавт. [4] угол Виберга (а), шейечно-диафизарного угол (б), перекося таза (с), угол Тённиса (ацетабулярный индекс) (д), угол Шарпа (е), процент покрытия головки бедра (ф).

В работе [5] авторы оценивали способности полуавтоматической системы для измерения углов тазобедренного сустава: угла Тённиса, угла Шарпа и угла Виберга. Были проанализированы рентгенограммы тазобедренных суставов в переднезадней проекции у 124 пациентов. Для работы данной системы требовалась первичная грубая разметка контуров костей, после чего система автоматически строила ориентиры и измеряла углы. Такие

полуавтоматические измерения были согласованы с ручными и позволяли с высокой точностью оценить состояние сустава. В случаях состояний на границе с нормой и дисплазией тазобедренного сустава полуавтоматическая система давала сбои.

Отдельные исследования также подтверждают, что использование технологий нейросетевого анализа способно улучшить качество диагностики заболеваний тазобедренного сустава и уменьшить количество рутинной работы в практике врача.

Программы с использованием машинного обучения могут применяться не только для диагностики, но и для прогнозирования заболеваний тазобедренного сустава по данным рентгенографии. Многозадачные модели, натренированные на тысячах снимков тазобедренного сустава, способны обучиться автоматически классифицировать рентгенографические изображения. Так в работе С.Е. von Schacky и соавт. (2020) была представлена модель, которая оценивала признаки остеоартроза тазобедренного сустава и с достаточно высокой точностью определяла стадию дегенеративно-дистрофических изменений по рентгенограммам.

Seong Jun Jang и соавт. (2023) представили модель, которая на основе рентгенограммы и клинических данных прогнозировала прогрессирование остеоартроза тазобедренного сустава и вероятность эндопротезирования. Такие системы могут в будущем стать, основой скрининга, выделяя пациентов в группы риска.

В исследовании Yang и соавт. (2020) предлагается полуавтоматический способ диагностики дисплазии тазобедренного сустава по рентгенограммам. Врачу необходимо обвести контуры вертлужной впадины, головки бедренной кости и верхней части бедренной кости, после чего система автоматически измеряет три угла: угол Виберга, угол Шарпа и угол Тённиса. В работе представлен новый альтернативный диагностический критерий, основанный на расчёте координат в трехмерной параметрической модели для каждого тазобедренного сустава на основе трёх вышеописанных углов. Этот способ анализа рентгенограмм был объективным критерием диагностики дисплазии тазобедренного сустава.

У детей рентгеновская анатомия тазобедренного сустава отличается от таковой у взрослых, что затрудняет применение моделей, тренированных на рентгенограммах взрослых лиц. Для детей наиболее актуальным направлением является диагностика дисплазии тазобедренного сустава и вторичных изменений при неврологических заболеваниях.

В исследовании Tompson и соавт. (2025) представлена система, автоматически измеряющая индекс Раймерса, ацетабулярный индекс и шеечно-диафизарный угол по рентгенограммам тазобедренных суставов детей с заболеванием ДЦП (детский церебральный паралич). Система показала высокий уровень совпадения с ручными измерениями, особенно для индекса Раймерса.

Zhang и соавт. (2020) обучили модель для диагностики дисплазии тазобедренного сустава у детей по рентгенограммам в переднезадней проекции. В исследовании было использовано 10 219 снимков. Все наблюдения разделили на две группы – без патологии и с дисплазией тазобедренного сустава. Модель машинного обучения показала чувствительность 95,5% и специфичность 99,5%. Авторы оценили высокую скорость работы системы и её пользу для скрининга, но отметили ограничение применения при несоблюдении укладки или отсутствии ядра окостенения.

В работе Weize и соавт. (2022) представлена система на основе методов глубокого обучения, способная оценивать развитие дисплазии тазобедренного сустава у детей по рентгенограммам таза. Оценка выполнялась в три этапа: сегментация костей таза нейросетью, поиск ключевых ориентиров другой нейросетью, автоматическое построение линий Перкина и Хильгенрейнера, измерение ацетабулярного индекса и угла Виберга, а также классификация по Тённису и IHDI (Международный институт дисплазии тазобедренных суставов). Работу системы сравнивали с ручным измерением трех врачей-ортопедов. Точность работы системы составила 86-95%, статистически значимых различий по числовым измерениям не было. Время, затраченное системой на анализ одного снимка, составило в среднем 1,21 секунд.

Публикаций российских учёных по разработкам программ ИИ на заданную тему мы не нашли. Литературы по разработке и применению нейросетевого анализа рентгенограмм тазобедренных детей и подростков, сравнительно мало. Однако автоматизация измерений коксометрических параметров для детей и подростков нашла бы своё применение для диспансерного наблюдения детей с риском подвывиха и вывиха бедра.

Выводы.

1. За последнее десятилетие нейросетевой анализ рентгенограмм разных анатомических областей значительно продвинулся вперед. Уже сейчас можно автоматизировать некоторые измерения, выполняемые по данным лучевых изображений, и на основании измерений прогнозировать отдельные заболевания.

2. Преимуществами автоматического анализа рентгенограмм являются: ускорение анализа изображений, экономия времени специалиста, повышение точности диагностики за счёт исключения человеческого фактора в процессах разметки рентгенографических изображениях и измерения коксометрических параметров.

3. Анализ литературы показал недостаточность разработок программ ИИ в области детской рентгенодиагностики патологии тазобедренных суставов для раннего выявления дисплазий и профилактики инвалидизации. Актуальны дальнейшие исследования и разработки алгоритмов ИИ для анализа рентгеновских изображений тазобедренных суставов с учетом детской и подростковой рентгеновской анатомии.

Литература

1. Stotter, C., Klestil, T., Röder, C., Reuter, P., Chen, K., Emprechtner, R., Hummer, A., Salzlechner, C., DiFranco, M. and Nehrer, S., 2023. Deep learning for fully automated radiographic measurements of the pelvis and hip. *Diagnostics*, 13(3), p.497.

2. Li, R., Wang, X., Li, T., Zhang, B., Liu, X., Li, W. and Sui, Q., 2024. Deep learning-based automated measurement of hip key angles and auxiliary diagnosis of developmental dysplasia of the hip. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 25(1), p.906.

3. Акутин А.С., Горякин М.В., Зубавленко Р.А., Печенкин В.В., Солопекин Д.А. использование искусственных нейронных сетей для выполнения сегментации рентгенограмм тазобедренного сустава при лечении остеоартрита. Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2024;12(1). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1486> DOI: 10.26102/2310-6018/2024.44.1.011

4. Archer, H., Reine, S., Alshaikhsalama, A., Wells, J., Kohli, A., Vazquez, L. et al. (2022) “Artificial intelligence-generated hip radiological measurements are fast and adequate for reliable

assessment of hip dysplasia.” Bone & Joint Open, 3(11), pp. 877-884. Available at: <https://doi.org/10.1302/2633-1462.311.BJO-2022-0125.R1>

5. Jiang, Y., Yang, G., Liang, Y., Shi, Q., Cui, B., Chang, X., Qiu, Z. and Zhao, X., 2020. Computer-aided system application value for assessing hip development. Frontiers in Physiology, 11, p.587161.

ИТОГИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ МЕТОДИКИ СЪЁМКИ ОРГАНИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ НИЗКОЙ ПЛОТНОСТИ ПРИ ПОМОЩИ МИКРОФОКУСНОГО ТОМОГРАФА С ПЛОСКОПАНЕЛЬНЫМ ДЕТЕКТОРОМ

Федоров Е.П. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Развитие сельского хозяйства России, особенно растениеводства, требует внедрения современных методов контроля качества и состояния растений, плодов и семян. Рентгеновская съёмка предоставляет возможность неразрушающего исследования внутренней структуры растительных объектов, что имеет высокую значимость для научных и практических учреждений сельского хозяйства.

Основной задачей работы, проводимой в интересах таких организаций, как Никитский ботанический сад и ботанический сад Петра Великого являлось уточнение параметров съёмки органических объектов низкой плотности на микрофокусном томографе с плоскопанельным детектором, с целью повышения качества изображений.



Рис. 1. Передвижная рентгеновская установка ПРДУ с функцией томографии.

В работе использовался микрофокусный томограф с плоскопанельным детектором производства ЗАО «ЭЛТЕХМЕД» [1, 2], обеспечивающий напряжение на рентгеновской трубке в диапазоне 20–100 кВ и ток 1–20 мкА. Фокусное пятно источника не превышает 10 мкм, фокусное расстояние равно 400 мм. Коэффициент увеличения снимков составлял 2. В качестве объектов исследования использовались плоды яблока и помидоров с введенной в них нейлоновой леской толщиной 0,2 мм для упрощения анализа получаемых результатов. В ходе отработки режимов съемки и алгоритмов обработки изображения оценивались контрастность, резкость и зашумленность изображения.

Первоначальные снимки (рис. 2) характеризовались высокой резкостью, обусловленной размером фокусного пятна используемого оборудования, однако низкая контрастность и высокая степень зернистости негативно влияли на общее качество визуализации.

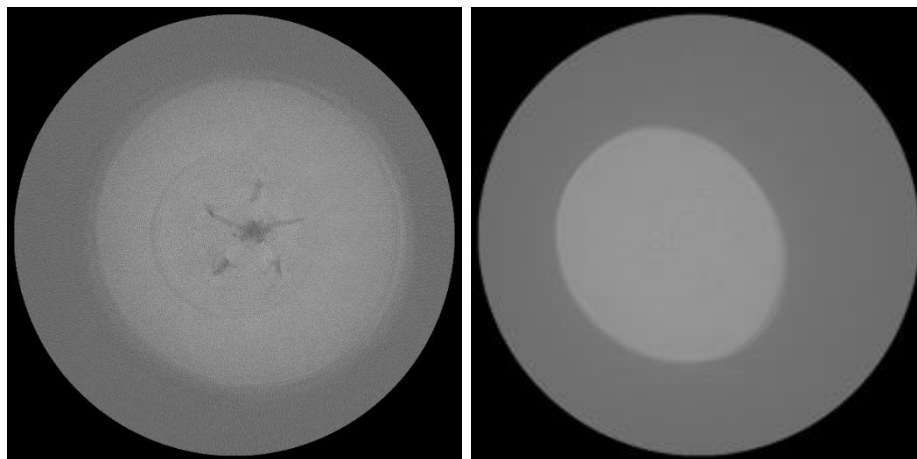


Рис. 2. Исходные снимки.

Для повышения качества изображений были применены следующие этапы обработки изображения:

- усреднение фона (путем создания дополнительных кадров и последующего вычитания среднего значения их пиксельных интенсивностей из основного изображения, что позволило снизить уровень зернистости);
- вычитание модифицированного фона: (формирование дополнительного кадра без исследуемого объекта и применение к нему фильтра размытия по Гауссу, после чего полученное изображение вычиталось из основного, способствовало увеличению резкости и контрастности, а также снижению уровня шума);
- оптимизация режима съёмки: (параметры режимов съёмки, включая напряжение, ток и время экспозиции, были оптимизированы для достижения наилучших результатов).

Исследования, проведённые на различных комбинациях этих параметров, позволили определить оптимальные условия для получения качественных изображений.

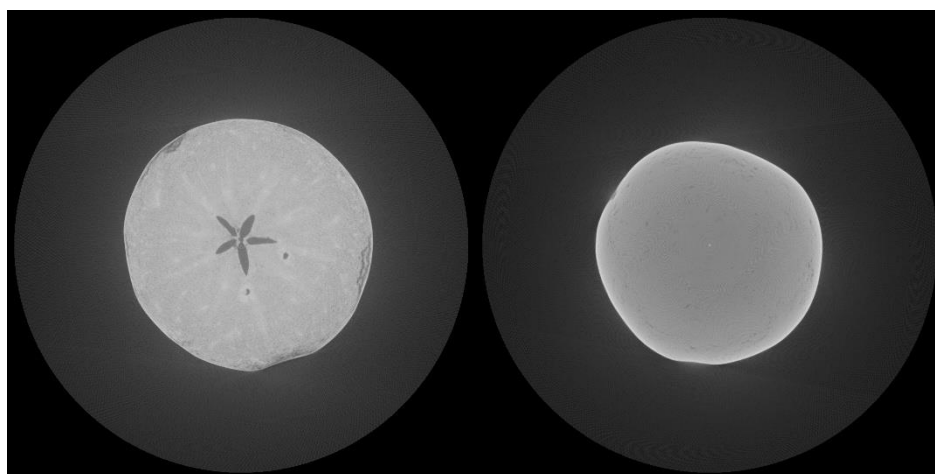


Рис.3. Снимки после обработки.

Анализ влияния напряжения показал, что при увеличении напряжения контрастность изображения уменьшалась, что связано с низкой плотностью исследуемых объектов, таких

как плоды растений. При этом снижение контрастности изображения при энергиях квантов 20-40 кВ происходит из-за спектральной чувствительности плоскопанельного детектора, максимум которой находится на величину 70- 80 кВ.

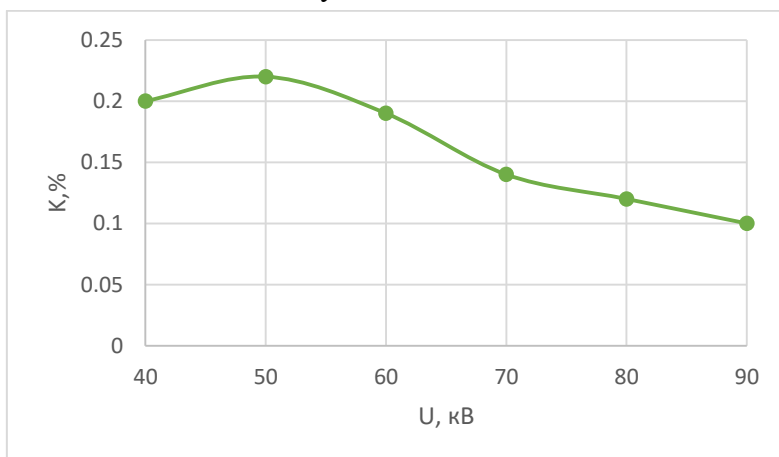


Рис. 4. Зависимость контрастности от напряжения.

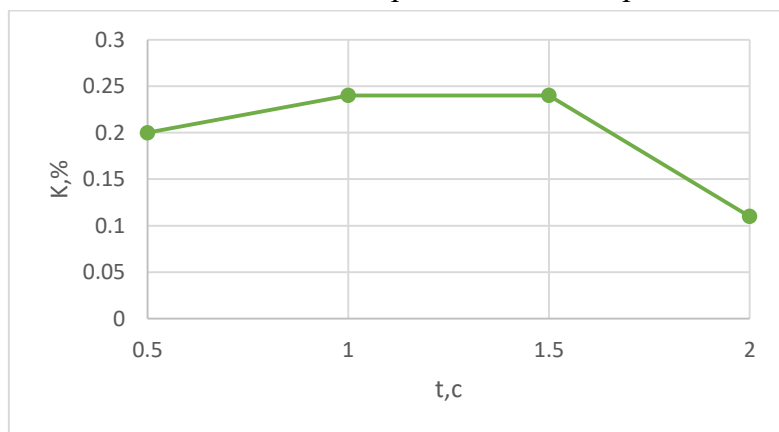


Рис. 5. Зависимость контрастности от времени экспозиции (при токе 100 мкА).

Повышение тока и времени экспозиции съёмки приводило к увеличению контрастности изображения и снижению уровня шум, что обусловлено увеличением количества квантов, попадающих на детектор, однако дальнейшее повышение данных параметров приводило к превышению дозы излучения, которое может воспринять детектор и контрастность резко снижается.

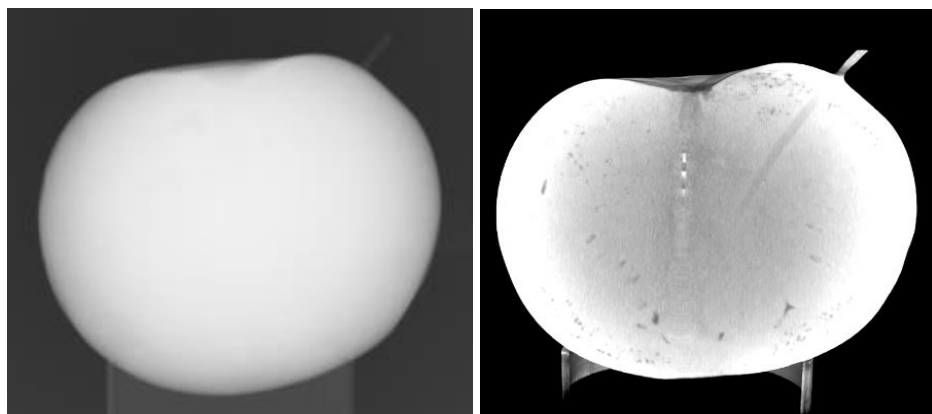


Рис. 6. Рентгеновский снимок и томографический срез томата с тест-объектом.

При сравнении рентгеновского снимка и компьютерной томографии, полученных в идентичных режимах и для одних и тех же объектов, наблюдалось существенное

превосходство томографического изображения в детализации, что подтверждается использованием тест-объекта (лески) помещенного в исследуемые образцы).

Применение предложенных методов улучшения позволило повысить информативность снимков, что способствовало более точной оценке строения и состояния плодов, а полученные результаты показывают перспективы для расширения применения компьютерной томографии при исследовании плодово-овощных культур..

Литература

1. Многофункциональная передвижная рентгеновская установка ПРДУ с функцией томографии. // URL: <https://eltech-med.com/ru/mnogofunkcionalnaya-peredvizhnaya-rentgenovskaya-ustanovka-prdu-s-funkciey-tomografii> (дата обращения 28.04.2025).

2. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Бессонов В.Б., Потрахов Ю.Н. Микрофокусная рентгенография: результаты исследований СПбГЭТУ «ЛЭТИ». // Территория NDT. 2016. № 3. С. 54.

Опытный образец медицинского аппарата РАП-120 на базе макета трубки РТ 0,12БДМ40-120

Шмаков Н.С., Потрахов Н.Н., Черкасов В.А. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»)

Развитие портативной рентгеновской техники диктует особые требования к конструкции и характеристикам аппаратов, предназначенных для работы в нестационарных условиях. Возникает необходимость создания компактных и легких аппаратов, способных функционировать от автономных источников питания. Одновременно с этим требуется обеспечение высокой надёжности приборов для эксплуатации в полевой обстановке, а также поддержание достаточной мощности для получения диагностически ценных снимков в ограниченных временных рамках. Ключевой задачей становится комплексная миниатюризация без компромиссов в отношении радиационной безопасности и качества изображения. Исходя из данных задач, предприятием ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» разрабатываются портативные медицинские рентгеновские аппараты на базе промышленной версии аппаратов серии РАП-120.

В 2025 году были изготовлены и переданы компании ООО «Диагностика-М» три опытных образца медицинской версии РАП-120, впервые представленные на XVI Международном конгрессе "Невский радиологический форум 2025" [1]. Аппараты предназначены для создания новой версии рентгенодиагностического комплекса «МИРАН» на их основе. Ключевыми изменениями аппарата являются:

Реализация возможности питания аппарата аккумуляторной батареей;

- Реализация управления процессом зарядки аккумулятора;
- Снижение времени выхода на рабочий режим до 150 мс;
- Поддержка функции автоматической тренировки;
- Облегчение корпусных элементов аппарата.

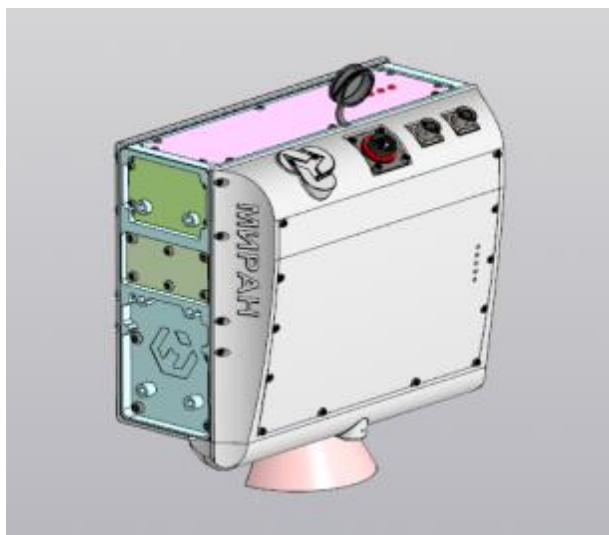


Рис. 1. Медицинская версия аппарата РАП-120.



Рис. 2. РТ 0,12БДМ40-120.

Табл. 1. Технические характеристики аппарата.

Диапазон анодного напряжения	50-120 кВ
Диапазон анодного тока	0,8-1 мА
Максимальная выходная мощность	100 Вт
Диапазон времени экспозиции	0-5 с
Стабильность	кВ: $\pm 1 \%$, мА: $\pm 1 \%$;
Пульсации	кВ: $\pm 1-3 \%$ от макс., мА: $\pm 1-3 \%$ от макс.
Вес	≤ 6 кг
Габаритные размеры	$\leq 240 \times 210 \times 80$ мм

Аппараты успешно прошли входные испытания, проведенные специалистами ООО «Диагностика-М». По итогам испытаний была подтверждена полная функциональная готовность образцов, их соответствие заявленным техническим характеристикам. Со стороны заказчика была отмечена успешная интеграция аппаратов в прототип комплекса «МИРАН», а также их надежная работа в составе новой системы. Параллельно с адаптацией аппаратной части для медицинских нужд, предприятием АО «Светлана-Рентген» ведется опытно-конструкторская работа по совершенствованию ключевого элемента всей системы – рентгеновской трубки. В рамках данного направления был испытан макет трубки, модернизированный для значительного улучшения качества получаемого изображения. Главным нововведением стала активная система электростатической фокусировки электронного пучка. В отличие от базовой промышленной модели РТ 0,12БПК25-120, где использовалась пассивная фокусировка, в новой конструкции применена щелевая фокусирующая головка, на которую подается управляющий потенциал. Это позволило получить активный контроль над формированием электронного пучка на аноде. Было проведено измерение геометрических характеристик фокусного пятна проводилось методом диафрагмы с отверстием диаметром 5 мкм в соответствии с требованиями ГОСТ 22091.9-86 [2]. Результаты оказались крайне положительными: если у промышленного образца фокусное пятно составляет 1x1 мм, то модернизированная трубка имеет пятно размером 0,3x0,3 мм.



Рис. 3. Проекция фокусного пятна и диафрагма.

Качественная оценка с использованием специализированного тест-объекта Duplex IQI-D13 IE-NDT подтвердила результаты измерений размеров фокусного пятна методом диафрагмы.



Рис. 4. Рентгенограмма и тест-объект.

Было установлено, что новая трубка позволяет различать эталоны диаметром до 0,16 мм на фоне листа оргстекла толщиной 10 мм. Столь значительное улучшение параметров напрямую указывает на потенциальное повышение четкости и информативности рентгенограмм при цифровой рентгенографии.

Успешные входные испытания опытных образцов аппарата и положительные результаты тестирования макета трубки являются предпосылкой для дальнейшего развития. В краткосрочной перспективе предприятие планирует начать процедуру официальной сертификации медицинской версии РАП-120 в органах Росздравнадзора. Это позволит начать серийное производство медицинской версии для широкого применения в отечественном здравоохранении, включая службы скорой помощи, центры медицины катастроф и стационары.

Внедрение рентгеновских трубок с активной электростатической фокусировкой в будущих модификациях аппаратов позволит осуществлять портативную рентгенодиагностику, обеспечивая не только мобильность и автономность, но и высокое качество визуализации, необходимое для постановки точного диагноза в полевых условиях.

Литература

1. Е. П. Федоров, К. К. Гук, Ю. Н. Потрахов, Н. С. Шмаков, А. Н. Дрыгин портативные рентгенодиагностические комплексы семейства «ПАРДУС» // Сборник тезисов XVI международного конгресса «Невский радиологический форум». СПб.: Балтийский медицинский образовательный центр, 2025, с. 257-258.
2. ГОСТ 22091.9-86. Приборы рентгеновские. Методы измерения размеров эффективного фокусного пятна: дата введения 01-01-87. М.:Изд-во стандартов, 1986. 16 с.

ТЕПЛОВИЗИОННАЯ ДИАГНОСТИКА ПРИ ЛЕЧЕНИИ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

*Потрахов Н.Н., Ростачев С.А., Терешко Д.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Иванова Н.Е., Куканов К.К., Нечаева А.С. (РНХИ им. проф. А.Л.Поленова)*

В современной нейроонкологии все более востребованными становятся селективные методы борьбы со злокачественными новообразованиями головного мозга. в частности, фотодинамическая терапия (ФДТ). Данный подход позволяет повысить радикальность резекции глиом за счет запуска механизмов уничтожения опухолевых клеток, отличных от принципов действия лучевой или химиотерапии. По итогу улучшаются отдаленные результаты лечения, способствуя увеличению продолжительности жизни пациентов [1].

Ключевые эффекты ФДТ реализуются через три основных механизма:

1. Генерация свободных радикалов в результате взаимодействия световой энергии с фотосенсибилизатором, который избирательно накапливается в патологических клетках. Эти соединения повреждают ключевые структуры клетки (мембраны, ДНК, митохондрии), индуцируя их разрушение;
2. Фотохимическая облитерация сосудов, питающих опухоль, что ведет к нарушению кровоснабжения и приводит к некрозу из-за недостатка кислорода и питательных веществ;
3. Активация иммунной системы организма для борьбы с опухолевыми процессами [1, 2].

Несмотря на преимущества и перспективность, метод имеет технические ограничения. При лечении обширных новообразований после хирургического вмешательства требуется продолжительное световое облучение, которое после удаления крупных опухолей может занимать более 30 минут. Такая длительная экспозиция создает риск перегрева прилегающих здоровых тканей. В контексте нейрохирургии даже незначительная гипертермия мозговой ткани, особенно в функционально значимых областях, чревата серьезными негативными последствиями [3].

Кроме того, продолжительное и непрерывное проведение ФДТ способствует увеличению перифокального отека в послеоперационном периоде и может привести к нарастанию неврологических нарушений у пациентов [4].

Ранее проведенные исследования показали, что процесс фотодинамической терапии опухолей головного мозга сопровождается повышением температуры облучаемых тканей. Это является одной из причин нарастания отека перифокальной зоны в раннем послеоперационном периоде [5].

Применение методики тепловизионного мониторинга в комбинации с орошением операционного поля стерильным физиологическим раствором пониженной температуры эффективно предотвращает риск термического повреждения тканей. Данный комплексный подход минимизирует вероятность развития послеоперационных осложнений и способствует сокращению сроков госпитализации пациента. В исследованиях [5] использовался тепловизор фирмы NEC Thermo Tracer TH-9100 (NEC Avio Infrared Technologies, Ltd., Япония), однако его паспортная точность измерения абсолютной температуры (± 2 °C), несмотря на высокую точность оценки изменения температуры относительно ее абсолютного значения, оказалась явно недостаточной для корректного контроля критических для тканей

мозга значений температуры (37,6 °С). Это не позволяет использовать прибор для эффективного мониторинга температуры в реальном времени.

Для повышения точности измерений разработан очередной в серии ТВС тепловизор ТВС-3, основные параметры которого представлены в табл. 1.

Табл. 1. Основные параметры ТВС-3.

Наименование параметра	Номинальное значение
Диапазон регистрируемой температуры матричным датчиком, °С	0 - 50
Расстояние регистрации температуры матричным датчиком, см	5 - 200
Разрешение матричного датчика, °С	0,1
Размер матрицы датчика, px	24x32
Точность матричного датчика °С, менее	±0,5
Разрешение точечного датчика, °С	0,02
Точность точечного датчика, °С	±0,1

Тепловизор позволяет с достаточной точностью для данной задачи определять абсолютную температуру в реальном времени.

Матричный датчик прибора непрерывно калибруется по точечному датчику с точностью $\pm 0,1$ °С, что обеспечивает реальную погрешность измерений не более $\pm 0,3$ °С в диапазоне 35 – 40 °С. Это позволяет контролировать абсолютную температуру тканей при проведении ФДТ в операционном поле в реальном времени с необходимой точностью.

Контрольная температура нагрева тканей выбирается «с запасом» на погрешность измерения 37,3 °С, что гарантирует не превышение критической отметки в 37,6 °С.

Тепловизор ТВС-3 сконструирован компактно: головная часть с датчиками имеет каплеобразную форму диаметром 30 мм.

Она оснащена также лазерным прицелом для наведения и лазерным дальномером для определения дистанции до точки измерения температуры.

Головная часть механически соединена с блоком управления гибким подвод длиной 300 мм и подключается к компьютеру по USB-кабелю.

Все устройство закрепляется на штативе, не мешая работе хирургической бригады и обеспечивая стерильность его применения. На рис. 1 представлен тепловизор ТВС-3.



Рис. 1. Тепловизор ТВС-3 и лицевая панель головной части.

При проведении операции тепловизор устанавливается на расстоянии 200 – 300 мм от операционного поля, что обеспечивает полный его обзор. Расстояние от датчика до операционного поля составляет 20–30 см. На рис. 2 представлен пример проведения операции с использованием тепловизора ТВС-3.



Рис. 2. Проведение операции с использованием тепловизора ТВС-3.

В режиме реального времени тепловизионное изображение выводится на экран компьютера. Контроль осуществляется по максимальным значениям температуры в поле изображения. При превышении выбранного критического значения температуры 37,3 °С подаётся сигнал о необходимости орошения ложа опухоли охлаждённым стерильным физиологическим раствором. Разработанная методика не оказывает какого-либо воздействия на организм пациента, не нарушает функции мозга и не вызывает осложнений. Поле операции находится в центре термограммы и контроль максимальной температуры нагрева тканей проводится по максимуму в линейке цветовой гаммы. При превышении выбранного значения температуры подается сигнал оперирующей бригаде о необходимости охлаждения операционного поля в процессе ФДТ. На рис. 3 представлен скриншот с экрана монитора тепловизора ТВС-3 во время проведения операции.

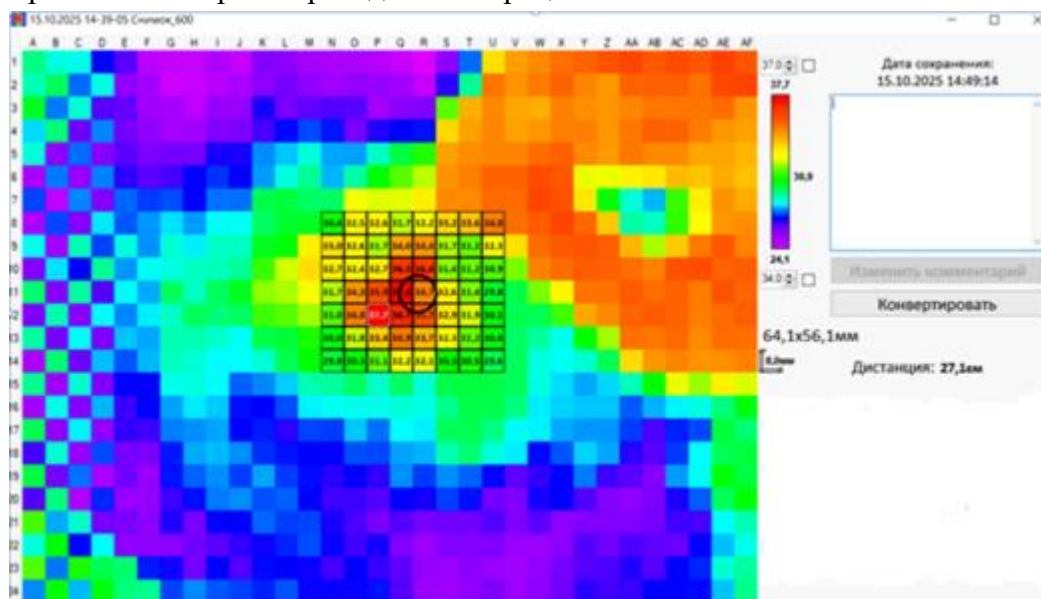


Рис. 3. Скриншот экрана монитора тепловизора во время проведения операции.

Литература

1. Boulton M., Bernstein M. Outpatient brain tumor surgery: innovation in surgical neurooncology // Journal of Neurosurgery. 2008. Т. 108, № 4. С. 649–654. DOI: 10.3171/JNS/2008/108/0649.
2. Олюшин В.Е., Куканов К.К., Нечаева А.С., Скляр С.С., Вершинин А.Э., Диконенко М.В., Голикова А.С., Мансуров А.С., Сафаров Б.И., Рында А.Ю., Папаян Г.В. Фотодинамическая терапия в нейроонкологии // Biomedical Photonics. 2023. Т. 12, № 3 С. 25–35. doi: 10.24931/2413–9432–2023–12–3-25-35.
3. Karaszewski B., Wardlaw J.M., Marshall I., Cvaro V., Wartolowska K., Haga K., Armitage P.A., Bastin M.E., Dennis M.S. Measurement of brain temperature with magnetic resonance spectroscopy in acute ischemic stroke // Annals of Neurology. 2006. Т. 60, № 4. С. 438–446. DOI: 10.1002/ana.20957.
4. Медяник И. А., Карякин Н. Н., Дыдыкин А. В., Фраерман А. П. Первый опыт применения фотодинамической терапии в комплексном лечении злокачественных опухолей головного мозга // Лазерная медицина. 2012. Т. 16, № 2. С. 49–52.
5. Medyanik I. A., Volovik M. G., Dydykin A. V., Yashin K. S., Kulakova K. V., Bugrov S. N., Karyakin N. N. Intraoperative thermal control of perifocal edema in photodynamic therapy of malignant brain tumors // Современные технологии в медицине. 2016. Т. 8, № 3. С. 82–90. DOI: 10.17691/stm2016.8.3.09.

САМОХОДНЫЙ ДЕФЕКТОСКОПИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС НА БАЗЕ ЧАСТОТНО ИМПУЛЬСНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА РАП-300П

***Белкин Д.С., Штейн М.М., Штейн А.М., Журавский Е.Е. (ФГАОУ ВО НИ ТПУ),
Коньков Н.С., Пантелеев В.П., (ООО “Газпром трансгаз Томск”),
Чуяшенко И.В. (ООО “НТЦ Альфа”)***

В основе существующих методов неразрушающего контроля (НК) лежит исследование внутренней структуры материалов и веществ при воздействии на них рентгеновских, инфракрасных и гамма-лучей, ультразвуковых колебаний, радиоволн, магнитных и электрических полей, проникающих веществ и др. Применительно к трубопроводам в основном используются радиографический (РК), ультразвуковой (УЗК) и визуально-измерительный контроль (ВИК).

Согласно ГОСТ 7512-82 «Контроль неразрушающий. Соединения сварные. Радиографический метод» для проведения РК кольцевого сварного соединения используют 8 типовых схем и, соответственно, два типа источников ионизирующего излучения (ИИИ), с направленным и панорамным выходом рентгеновского излучения. Направленный выход позволяет просвечивать трубопровод через две стенки, причём это необходимо делать со смещением. Таким образом, толщина просвечивания увеличивается, по крайней мере, вдвое с соответствующим ухудшением производительности и чувствительности.

При строительстве и реконструкции трубопроводов и наличии технической возможности целесообразно использовать Панорамный рентгеновский аппарат (РА), обеспечивающий достаточно равномерную круговую диаграмму направленности излучения.

РА, помещенный внутри трубопровода, даёт возможность просвечивать на пленку сразу всё кольцевое сварное соединение через одну стенку. Поэтому основной объём работ по контролю качества сварных соединений при строительстве трубопроводов выполняют с панорамными генераторами рентгеновского излучения, установленным на самоходных

устройствах их перемещения, позиционирования и автономного питания (УПП), так называемыми «кроулерами» (crawl–ползание, медленное движение (англ.)). Стандартно в состав кроулеров входит рама, шасси с мотором, аккумуляторы, блок электроники, РА и преобразователь для его питания.

В большинстве случаев эти кроулеры либо полностью зарубежного производства, либо с большим количеством импортных комплектующих, которые имеют высокую стоимость и чаще всего не работоспособны при температурах ниже минус 30° С. Указанный недостаток обусловлен типом применяемых аккумуляторов и конструкцией редукторов, которые не могут работать при низких температурах без замены смазки. В рентгеновских аппаратах в качестве изолирующего материала практически всегда используется эласт, который при отрицательных температурах теряет свои диэлектрические свойства и может переходить в жидкое состояние при определённом давлении, соответственно, при этих условиях эксплуатация РА становится невозможной.

В настоящее время, как правило, с кроулерами применяют классическую (плёночную) радиографию. Кольцевой сварной шов оборачивается рентгеновской плёнкой, и за одну экспозицию получают теневое изображение всего шва. Эта технология в целом эффективна, но ей присущи все недостатки, связанные с мокрой фотографической обработкой рентгеновской плёнки.

В последние годы значительный прогресс достигнут в реализации бесплёночных радиоскопических методов неразрушающего контроля. Разновидности этих методов обычно объединяют одним понятием «цифровая радиография». Цифровая радиография (ЦР) подразумевает получение теневого изображения контролируемого сварного соединения в цифровом виде на экране монитора или другом запоминающем устройстве непосредственно при проведении контроля [1]. ЦР приводит к уменьшению затрат на проведения контроля (отсутствие фотолаборатории, расходных материалов, времени на фотообработку и подготовку к контролю). ЦР создает реальные предпосылки для автоматизированной расшифровки результатов контроля, а также определения объемных размеров дефектов, обеспечивает практически одновременный просмотр теневых изображений заинтересованными лицами, находящимися на значительном расстоянии друг от друга, упрощает архивацию, систематизацию, статистическую обработку и хранение этих результатов. Немаловажным фактором является то, что ЦР позволяет использовать весь мощный современный арсенал программных средств для обработки изображений.

Сегодня в мире не существует ни одного производителя, выпускающего самоходный дефектоскопический комплекс (СДК) для цифровой радиографии трубопроводов. Потребителям приходится использовать СДК, составленный из оборудования от разных производителей. Целью данной работы является создание цифрового радиографического СДК

Основными задачами, решаемыми при создании нового СДК для бесплёночного, радиоскопического метода являются:

- разработка внутритрубного устройства перемещения, позиционирования и питания (УПП);
- оптимизация параметров и разработка генератора рентгеновского излучения;
- выбор цифрового детектора, создание механизма его орбитального перемещения для сканирования и средств приема-передачи информации;
- разработка программного обеспечения (ПО) для всех составных частей СДК.

Разработанный СДК обеспечивает необходимую разрешающую способность и чувствительность контроля, простоту и надежность конструкции и соответствует требуемым эксплуатационным характеристикам. ПО комплекса, используя алгоритмы интеллектуального анализа данных, обеспечивает подавление рассеянного излучения, удаление фона, автоматизацию процессов разбраковки дефектов и определение их геометрических размеров (ширина, длина, высота).

В основе концепции выпускаемого внутритрубного дефектоскопа, лежит модульная конструкция, которая обеспечивает безопасный, надежный, легкий в эксплуатации и техническом обслуживании, экономически эффективный комплект оборудования

Основные модули внутритрубного оборудования это:

- Основное шасси (научной новизны не предполагается);
- Блок аккумуляторов (научной новизны не предполагается);
- Блок питания и управления рентгеновского генератора (научной новизны не предполагается);
- Блок управления устройством перемещения (научной новизны не предполагается);
- Излучатель генератора и блок вентиляторов излучателя;
- Дополнительное шасси (научной новизны не предполагается);
- Приёмное устройство магнитной системы управления.

Все модули легко снимаются и меняются, обеспечивая простоту сервисного обслуживания и работу комплекса в полевых условиях.

Общий вид СДК в каркасном исполнении представлен на рис. 1.

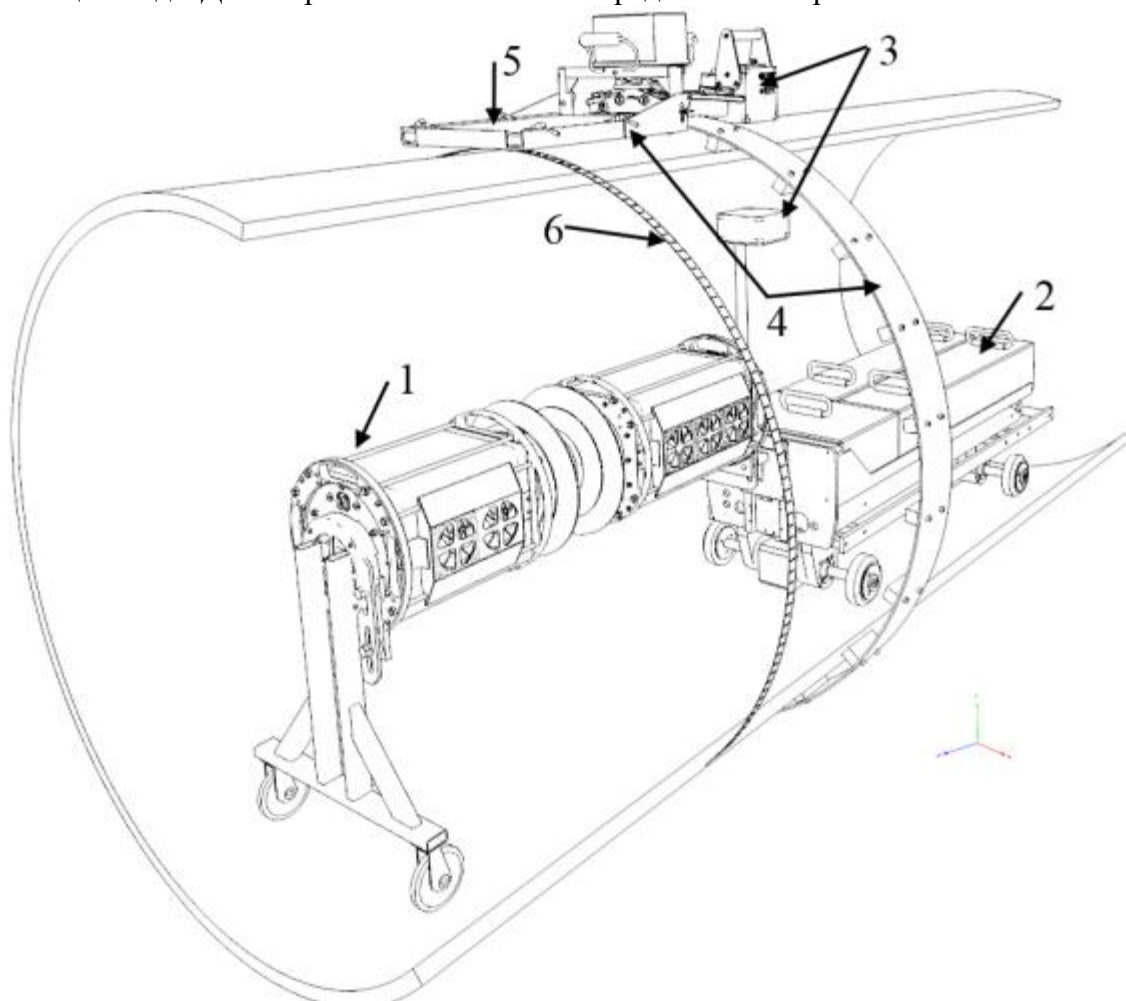


Рис. 1. 1 – РА; 2 – устройство перемещения, позиционирования и питания РА;
3 – система управления; 4 – механизм перемещения приёмника излучения;
5 – приёмник излучения; 6 – мерный пояс.

Всё многообразие современных РА определяется, в первую очередь, способом получения и подачи на рентгеновскую трубку высокого напряжения. Частотно-импульсные РА обладают рядом преимуществ по сравнению с РА на постоянном напряжении. Источником высокого напряжения, который является главным узлом любого РА, у них служит трансформатор. Этот элемент существенно более надёжен, чем диодно-конденсаторная схема умножения, которая используется в РА постоянного напряжения. Повышению надёжности способствует также то, что в частотно-импульсных аппаратах

распределение напряжения на высоковольтных элементах, в том, числе и на трубке определяется частичными емкостями, а в аппаратах постоянного напряжения сопротивлениями утечек. Эти сопротивления нестабильны и сильно зависят от различных загрязнений, что приводит к неравномерному распределению высокого напряжения и опасности пробоев. Опыт эксплуатации показал, что частотно-импульсный способ питания трубки значительно повышает её срок службы. Это связано с тем, что значительную часть времени трубка находится под небольшим напряжением и как бы «отдыхает». Отказов аппаратов по причине отказа трубки, практически не наблюдается. Изолирующей средой в частотно-импульсных РА является трансформаторное масло, что увеличивает рабочий диапазон температур и улучшает ремонтпригодность, по сравнению с газовой изоляцией, которая используется в подавляющем большинстве РА постоянного потенциала. Максимальная мощность, которую может рассеять вольфрамовое зеркало, неподвижного анода рентгеновской трубки, составляет примерно 200 Вт/мм^2 . Стремление уменьшить размеры фокусного пятна и получить большую мощность приводит к компромиссу, когда большинство промышленных трубок имеет размеры фокуса несколько мм^2 и допустимую мощность в районе 1 кВт. Известно, что с уменьшением длительности импульса или увеличением частоты массогабаритные параметры источника питания уменьшается. Но с уменьшением длительности импульса для сохранения средней мощности необходимо увеличивать импульсный ток трубки. При мощности 1 кВт средний ток трубки небольшой и составляет несколько мА. Было установлено, что запас эмиссионной способности катода без сокращения срока его службы хватает, что обеспечить импульсный ток в 5–7 раз больше, чем средний ток. Соответственно скважность импульсов не может превышать этих величин. Рентгеновская трубка как нагрузка представляет собой нелинейное сопротивление большой величины, поэтому при стандартном способе возбуждения импульсного трансформатора на фронте импульса всегда будет выброс. Это крайне нежелательно для рентгеновской трубки, а также изоляции трансформатора.

Рентгеновская трубка в РА является самым термически нагруженным элементом. В панорамном рентгеновском аппарате на 300 кВ и среднем анодном токе 5 мА на аноде рентгеновской трубки выделяется 1500 Вт электрической мощности. Для стабильной работы аппарата необходимо отводить выделяющуюся энергию наружу на внешние стенки корпуса излучателя для последующего сброса тепла в окружающую среду. От эффективности переноса (теплообмена) тепла от рентгеновской трубки к стенкам корпуса зависит продолжительность работы РА. Технические задания определяют возможность работы РА при 50°C окружающего воздуха, что технически является очень сложно реализуемой задачей. Для решения поставленной задачи предлагается разработать и изготовить инновационные высоковольтные изоляторы из нетрадиционных для этих целей материалов, в основе которых будет лежать неоксидная керамика – нитрид алюминия (AlN). Для изготовления изоляторов рентгеновских трубок применяются полиамиды, фторопласты или полиэтилены низкого давления. Данные материалы являются прекрасными диэлектриками, но, как и все известные и широко применяющиеся диэлектрики, эти материалы обладают очень низкой теплопроводностью.

Нитрид алюминия (AlN) представляет собой керамический материал, который обладает чрезвычайно интересным сочетанием крайне высокой теплопроводности и отличных изоляционных свойств. Коэффициент теплопроводности данного материала составляет больше $170 \text{ Вт/м}\cdot\text{К}$, при этом электрическая прочность лежит в диапазоне от 30 до 45 кВ/мм, в зависимости от различных примесей и технологии получения данного материала. Как и все материалы, получившие практическое применение сравнительно недавно, AlN нуждается в детальном исследовании для применения его в качестве материала для изоляторов в высоковольтных системах.

Испытания показали, что нитрид алюминия можно рассматривать в качестве альтернативы широко применяемым материалам при изготовлении высоковольтных

изоляторов рентгеновского аппарата. В ходе дальнейших испытаний необходимо ответить на следующие вопросы:

- свойства нитрида алюминия при длительном радиационном излучении;
- взаимодействие материала с маслами, в частности с трансформаторным маслом в диапазоне температур от минус 40 до 200 °С;
- механические свойства. Способность выдерживать ударные нагрузки;
- процессы, происходящие в материале при электрическом пробое.

Литература

1. Клименов В. А., Алхимов Ю.В., Штейн А.М., Касьянов С.В., Бабилов С.А., Батрагин А.В., Осипов С.П. Применение и развитие методов цифровой радиографии для технической диагностики неразрушающего контроля и инспекции // Контроль. Диагностика 2013 № 13.

ТЕПЛОВИЗИОННЫЙ МЕТОД ДИАГНОСТИКИ ОТМОРОЖЕНИЙ

*Потрахов Н.Н., Ростачев С.А., Терешко Д.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Козяев В.А. (ВМА им. С.М.Кирова), Дрыгин А.Н. (ПСПбГМУ им. акад. И.П. Павлова)*

Отморожение - тяжёлая патология, которая часто заканчивается ампутацией конечностей и приводит к инвалидизации пациентов. Необходимость определения оптимальной тактики раннего хирургического лечения формируют потребность в инструментальном методе определения глубины отморожений конечностей для постановки точного диагноза [1]. Примеры типичных отморожений представлены на рис. 1.



Рис. 1. Примеры типичных отморожений.

По данным современных исследований в ходе боевых действий последних лет наблюдается значительное увеличение числа случаев холодовых поражений по сравнению с периодом Великой Отечественной войны [2, 3] (рис. 2).



Рис. 2. Сравнительная частота отморожений в различных боевых действиях.

Для диагностики местной холодовой травмы применяются различные методы:

- клинические методы, (сбор анамнеза, осмотр поражения, физические пробы, например, проба Бильрота);
- лабораторные методы: (определение биохимических показателей и маркеров тканевого повреждения);
- лучевая диагностика;
- инструментальные методы.

К рассматриваемым инструментальным методам относятся:

- контактная безинерционная электротермометрия;
- рентгенография;
- капилляроскопия, реовазография, лазерная доплеровская флоуметрия, ангиография артерий.

Выделяют два периода холодового поражения:

1. Дореактивный — до согревания тканей.
2. Реактивный — после согревания тканей, когда развиваются воспалительные и некротические изменения.

В настоящее время принята следующая клиническая классификация по степеням отморожения:

- I степень – кожа отёчная, цианотичная;
- II степень – частичная гибель кожи, появление пузырей;
- III степень – омертвление всей толщи кожи;
- IV степень – омертвление всей толщи мягких тканей и костей.

На рис. 3. и рис.4 представлены различные примеры степеней отморожения ладони и пальца.



Рис.3. Пример степеней отморожения ладони.

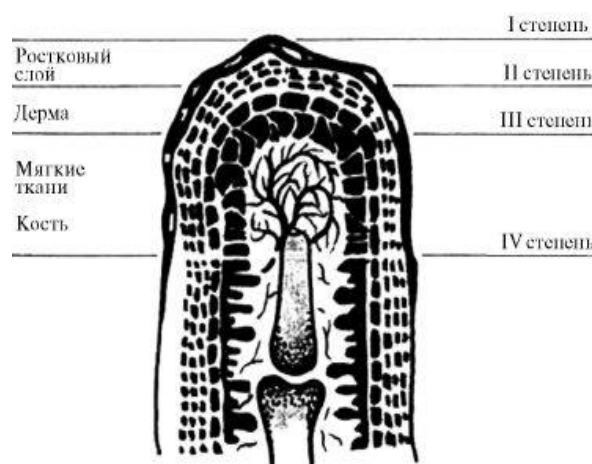


Рис. 4. Пример отморожения пальца по глубине.

По форме воздействия холодового поражения различают отморожения от холодного воздуха, траншейную и иммерсионную стопу, а также контактные отморожения.

Определение глубины поражения является ключевой задачей при выборе лечебной тактики. Традиционные клинические признаки часто не позволяют достоверно оценить состояние тканей в ранние сроки после травмы, поэтому особое значение приобретают объективные инструментальные методы.

В ряде исследований [1-4] представлены различные подходы к диагностике холодовых травм. Так, в работе [1] предложен комплексный метод, включающий ультразвуковое исследование крупных артерий, чрескожную оксигенометрию, лазерную доплеровскую флоуметрию и лабораторное определение биохимических маркеров (креатинфосфокиназы и циркулирующих иммунных комплексов).

В исследовании [4] рекомендуется применение тепловизионных и радионуклидных методов – локальной термометрии, термографии, сцинтиграфии костей, дуплексного сканирования сосудов и однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ). По данным патента [5] электротермометрия пальцев кистей, выполненная в первые 12 часов после травмы, позволяет прогнозировать глубину отморожения и вероятные границы некроза. В практической деятельности авторов для раннего определения холодовых поражений использовался тепловизионный комплекс ТВС-1, разработанный в Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете «ЛЭТИ» (рис. 5).



Рис. 5. Тепловизионный комплекс ТВС-1.

Применение ТВС-1 позволило неинвазивно оценивать распределение температуры по поверхности кожи и выявлять зоны снижения кожной перфузии, соответствующие глубине поражения тканей. В ходе наблюдений было установлено, что термография однозначно определяет демаркационную линию между жизнеспособными и некротизирующими участками (рис. 6).



Рис. 6. Определение демаркационной линии поражения тканей.

Анализ температурного градиента (рис. 7) обеспечивает количественную оценку состояния тканей и позволяет объективно фиксировать динамику восстановления или прогрессирования некроза.

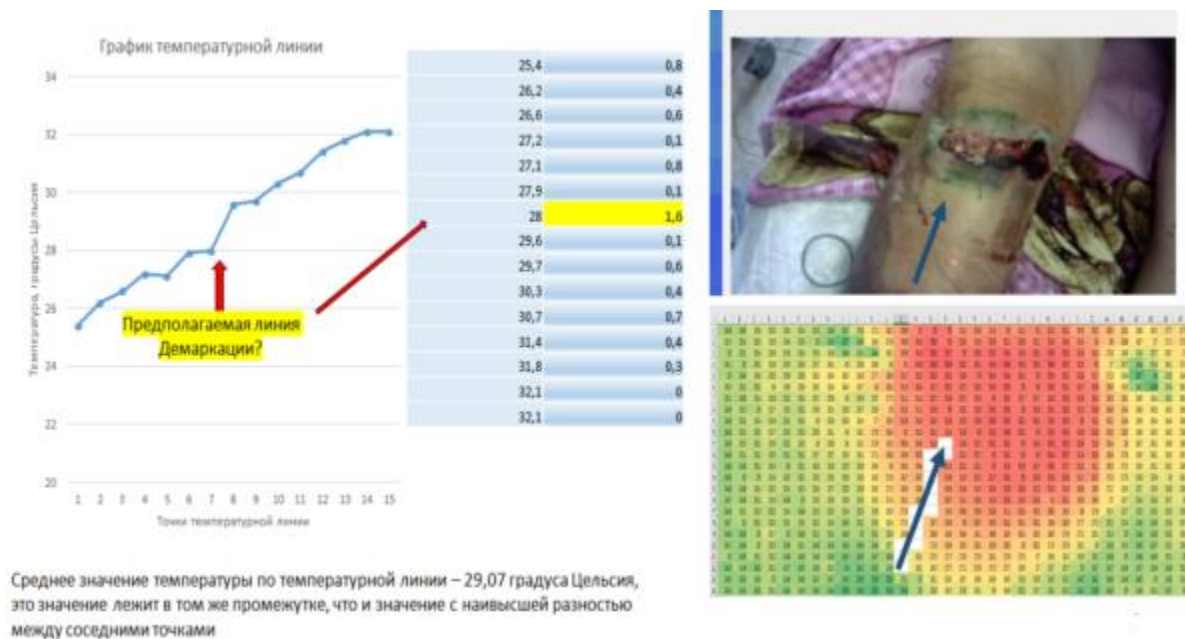


Рис. 7. Анализ по градиенту температуры.

Предложенный метод с применением тепловизионного комплекса ТВС-1 обладает высоким клиническим потенциалом и может занять достойное место среди существующих инструментальных методов диагностики местных холодовых поражений. Использование данного комплекса позволяет повысить точность и оперативность постановки диагноза, а также способствует выбору оптимальной тактики раннего хирургического вмешательства. Благодаря неинвазивному характеру и высокой точности методика применения комплекса ТВС-1 может эффективно использоваться для комплексной оценки степени и глубины тканевых повреждений при отморожениях.

Литература

1. Глубокие отморожения конечностей: комплексный подход к диагностике и лечению / К. Липатов, Ф. Фархат, А. Бородин, А. Воробьева // Врач. 2005. № 9. С. 39-41. EDN MTGJEJ.
2. Sokolov, V., Biryukov, A., Chmyrev, I. et al. Burns and frostbite in the Red Army during World War II. Military Med Res 4, 5 (2017). <https://doi.org/10.1186/s40779-017-0114-9>.
3. Цема Е. В., Беспаленко А. А., Динец А. В., Коваль Б. М., Мишалов В.Г. Изучение поражающих факторов современной войны, приводящих к потере конечности // Новости хирургии. 2018. №3. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/izuchenie-porazhayuschih-faktorov-sovremennoy-voyny-privodyaschih-k-potere-konechnosti> (дата обращения: 20.10.2025).
4. Клинические рекомендации «Отморожение. Гипотермия. Другие эффекты воздействия низкой температуры», разработчик: Медицинская профессиональная некоммерческая организация «Общероссийская общественная организация «Мир без ожогов»».
5. Сатыбалдыев В.М. Способ раннего прогноза глубины отморожения тканей на пальцах кисти: пат. RU 2183423 C2 Российская Федерация. № 98120288/14; заявл. 11.11.1998; опубл. 27.08.2000.

ТЕПЛОВИЗИОННЫЙ МОНИТОРИНГ СОСТОЯНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ У ПАЦИЕНТОВ С СЕПСИСОМ

*Потрахов Н.Н., Ростачев С.А., Терешко Д.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Ладожская-Гапенко Е.Е., Дрыгин А.Н. (ПСПбГМУ им. акад. И.П. Павлова)*

Мониторинг микроциркуляторной функции кровеносных сосудов весьма ограничен в силу сравнительно небольшого числа имеющихся методов исследования, а также трудностей, связанных с интерпретацией получаемых диагностических данных. При критическом состоянии, в том числе, обусловленном развитием сепсиса, основные параметры макрогемодинамики (артериальное давление, сердечный индекс и пр.) могут находиться в допустимых пределах, а параметры микроциркуляции — нет. Это состояние называют «потерей гемодинамической согласованности», и оно является одним из основных факторов, определяющих клинический исход у тяжелобольных [1].

Имеющиеся результаты исследований позволяют утверждать, что интенсивность микрокровотока непосредственно влияет на значения температуры ткани [2, 3].

Соответственно, если колебания кровотока являются одной из наиболее существенных причин, вызывающих изменения температуры кожи, то по изменениям кожной температуры в конкретной зоне можно судить о состоянии в ней кровотока.

С учетом того, что острая системная микроциркуляторная (эндотелиальная) дисфункция сопряжена с нарушением регуляции микрокровотока с тенденцией к централизации и, как следствие, гипоперфузией органов и тканей, следует предположить, что высокоинформативным показателем, характеризующим степень нарушения микроциркуляции будет не только градиент между «периферией и ядром», но и проксимально-дистальный градиент кожной микроциркуляции конечностей, о чем также свидетельствуют современные исследования [5].

Одним из наиболее перспективных и удобных методов скрининга, а также мониторинга микроциркуляции у пациентов в критическом состоянии является инфракрасная термография. Этот неинвазивный метод позволяет без непосредственного контакта с кожей оценивать её температуру одновременно или последовательно в разных анатомических областях. Анализ температурного градиента — например, между кистями и стопами либо между периферией и температурой «ядра» организма — в динамике даёт возможность объективно оценивать эффективность проводимой терапии и ранние признаки нарушения микроциркуляции. Исследование проводилось с целью оценки возможности мониторинга состояния микроциркуляции у пациентов с сепсисом с использованием диагностического тепловизионного комплекса. Объектом исследования являлась температура кожи отдельных зон нижних конечностей. Клинические испытания выполнялись у пациентов отделения реанимации и интенсивной терапии (мужчин и женщин старше 18 лет), находившихся в критическом состоянии, вследствие бактериального сепсиса. В качестве основного инструмента использовался опытный образец отечественного тепловизионного диагностического комплекса ТВС-1, оснащённый матричным и точечным бесконтактными датчиками с высокой чувствительностью и точностью измерения до 0,02 °С. Комплекс был разработан в учебно-научной лаборатории кафедры Электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ» и снабжён специализированным программным обеспечением, обеспечивающим получение и анализ температурных карт исследуемых областей.

Для реализации методики оценки проксимально-дистального температурного градиента и анализа вариабельности распределения температурных показателей использовались данные, полученные с матричного датчика, устанавливаемого поочередно в области нижних и верхних конечностей. Определялась средняя регионарная температура кожи, а также стандартное отклонение температурных значений по площади анализируемой поверхности, что позволило определить степень однородности температурного поля и косвенно оценить состояние микроциркуляции в исследуемой зоне.

У пациентов основной группы измерение температурных показателей проводилось одновременно с микроскопическим исследованием крови, а также с забором артериальной и венозной крови для анализа кислотно-основного состояния. Совмещение тепловизионных данных с лабораторными показателями позволило установить корреляционные связи между температурными изменениями кожи и параметрами системной гемодинамики.

На рис. 1 представлена термограмма, полученная с матричного датчика, демонстрирующая распределение температурных показателей в области нижних конечностей пациента с сепсисом.

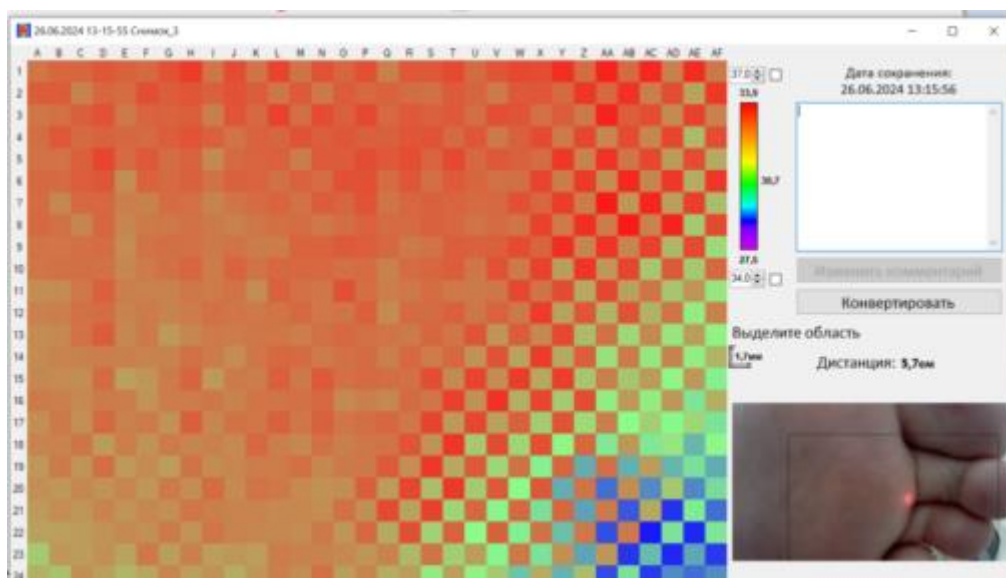


Рис. 1. Термограмма кожных покровов нижних конечностей пациента с сепсисом.

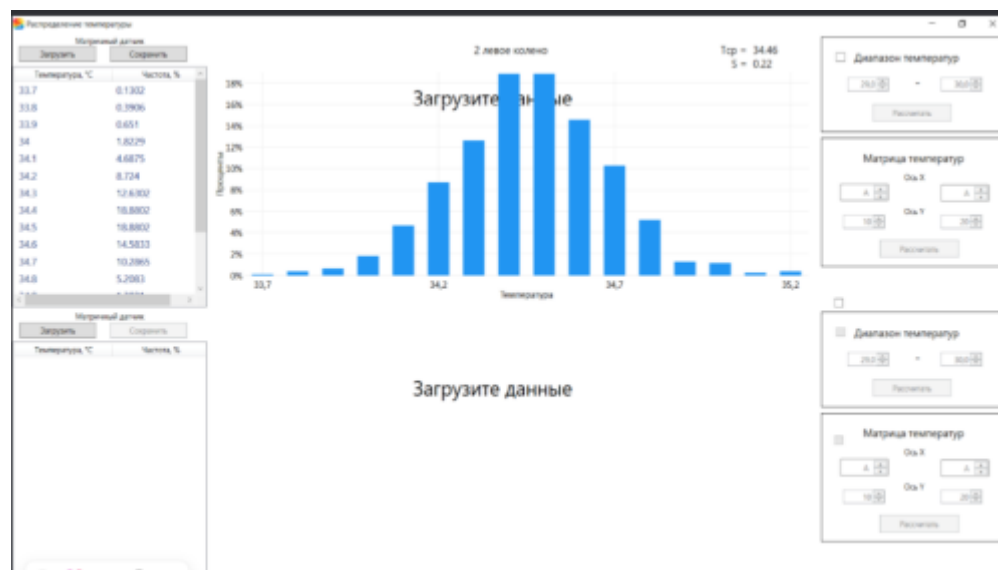


Рис. 2. Гистограмма распределения температуры на термограмме.

Для более детальной оценки распределения температурных показателей относительно средней температуры и расчёта стандартного (среднеквадратичного) отклонения в выбранной области использовалась встроенная функция ПО тепловизионного комплекса «Гистограмма», позволяющая получить температурное распределение по площади анализируемого участка (рис. 2).

Тепловизионный комплекс позволяет одновременно анализировать и сравнивать данные двух термограмм. Для каждой термограммы формируется своя гистограмма, с помощью которой можно выделить область интереса в исследуемой анатомической области по координатам тепловизионной матрицы размером 24×32 пикселя. Координаты области «привязаны» к горизонтальной оси (32 строки, диапазон А–АF) и вертикальной (24 столбца, диапазон 1–24). При необходимости в пределах выделенной области может задаваться диапазон интересующих температурных значений.

На основании данных гистограммы автоматически вычисляются средняя температура (T_{cp}) и среднеквадратичное отклонение (S), что позволяет количественно оценивать степень температурной неоднородности в заданной зоне относительно средней температуры, а также проводить объективное сравнение между различными участками или временными срезами термограмм.

Литература

1. Merdji H., Levy B., Jung C., Ince C., Siegemund M., Meziani F. Microcirculatory dysfunction in cardiogenic shock // *Annals of Intensive Care*. 2023. Vol. 13, No. 1. P. 38. DOI: 10.1186/s13613-023-01130-z. PMID: 37148451; PMCID: PMC10164225.
2. Ito Y., Ishii T., Yamazaki S., Yoshida A., Nagaya K., Saijo Y. Evaluation of temperature-dependent fluctuations in skin microcirculation flow using a light-emitting diode based photoacoustic imaging device // *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 2023. Vol. 37, No. 5. P. 1361–1367. DOI: 10.1007/s10877-023-01026-0. PMID: 37166692.
3. Huber W., Zanner R., Schneider G., Schmid R., Lahmer T. Assessment of regional perfusion and organ function: less and non-invasive techniques // *Frontiers in Medicine (Lausanne)*. 2019. Vol. 6. P. 50. DOI: 10.3389/fmed.2019.00050. PMID: 30968023; PMCID: PMC6438879.
4. Postelnicu R., Evans L. Monitoring of the physical exam in sepsis // *Current Opinion in Critical Care*. 2017. Vol. 23, No. 3. P. 232–236. DOI: 10.1097/MCC.0000000000000403. PMID: 28306558.

ВСЁ ДЛЯ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ



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

1994
год
основания

30+
медицинских выставок
и научных конференций
в год

6
производственных
площадок

ISO
международные
стандарты
качества

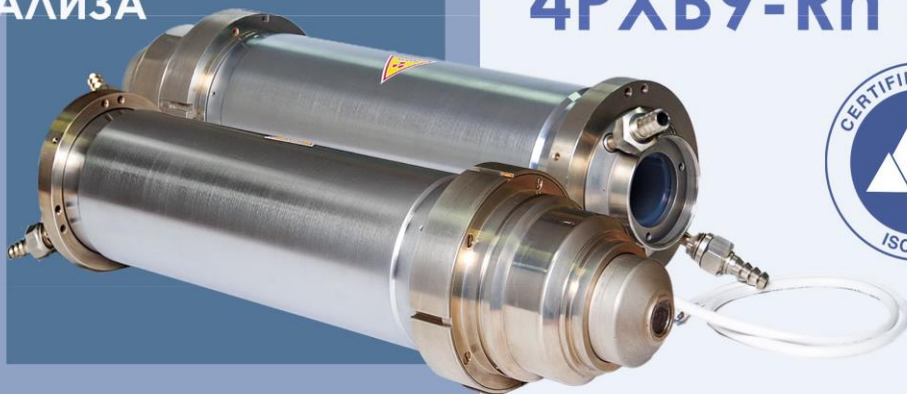

поставки
во все регионы
России



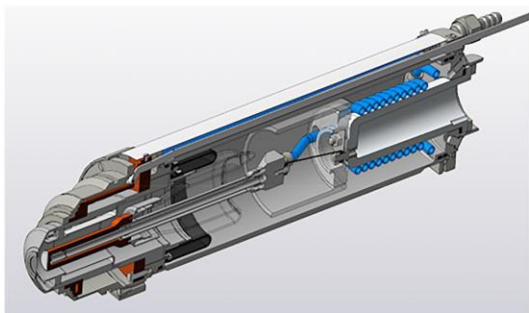
amico.ru

РЕНТГЕНОВСКАЯ ТРУБКА ДЛЯ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА

4РХВ9-Rh (III)



Рентгеновская трубка 4РХВ9-Rh (III)
с защитой от неиспользованного рентгеновского излучения.
Специально разработана и адаптирована для применения в
спектрометрах **Bruker** различных модификаций



4РХВ9-Rh III имеет хороший экономический смысл: как альтернатива гораздо более финансово нагруженным импортным аналогам и полностью обеспечивающая работоспособность спектрометра во всех режимах, а, следовательно, решает задачи непрерывного производственного цикла предприятия, что в свою очередь влияет на финансовую устойчивость компании.
Это то, что мы называем разумной экономичностью.

4РХВ9-Rh III спроектирована и изготовлена в России с применением усовершенствованного технологического процесса. Использование качественных материалов и компонентов, которые проходят жесточайший контроль, сборки деталей с максимальной тщательностью позволила добиться высокой надежности и стабильности параметров прибора. Качественная мелалло-стеклянная рентгеновская трубка защищена прочным корпусом, с интегрированной системой охлаждения, которая позволяет применять данный прибор в любых, заложенных системой, режимах эксплуатации.

Создание рентгеновской трубки, доступной для обслуживания спектрометра было нашей движущей силой при разработке 4РХВ9-Rh III, которая в свою очередь является частью разумного рабочего процесса при эксплуатации спектрометра. Благодаря точному соответствию габаритно-присоединительным размерам, штуцеров системы охлаждения, электрических коннекторов, а также эргономичному дизайну трубки, потребуется минимальное количество усилий при обслуживании и профилактике спектрометра.



Трубка разработана и изготавливается в соответствии с системой качества ISO9001/2015, а также с применением опыта и следуя устоявшимся традициям единственного в России завода по производству рентгеновских трубок.

Микрофокусный источник рентгеновского излучения **РЭС-160М** является одной из основных частей комплексов визуализации или другого анализа исследуемого объекта, от которого зависит пространственное разрешение, порог обнаружения или точность структурного построения комплекса в целом.

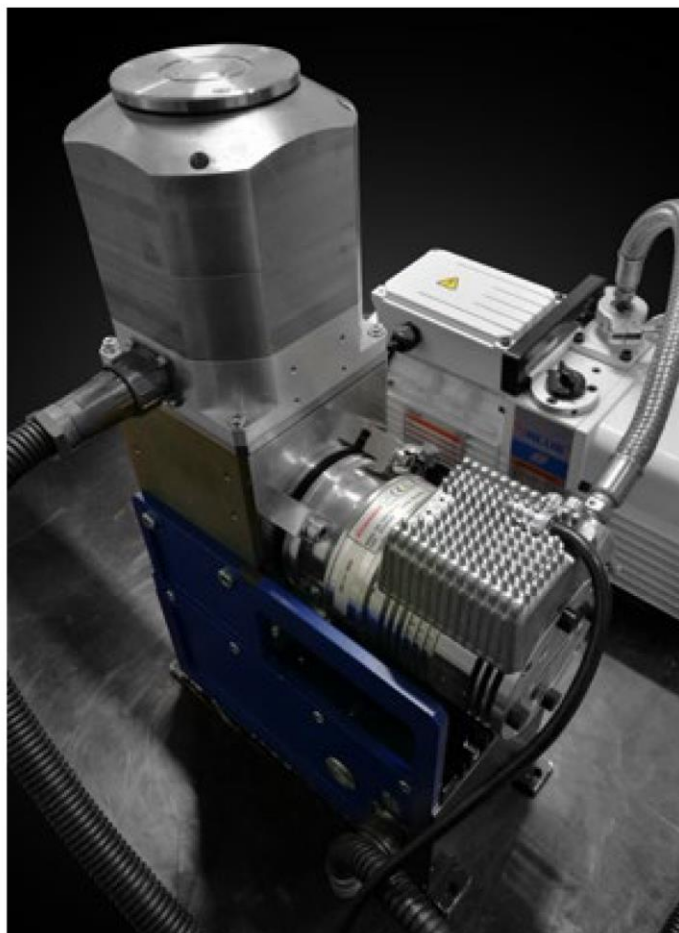
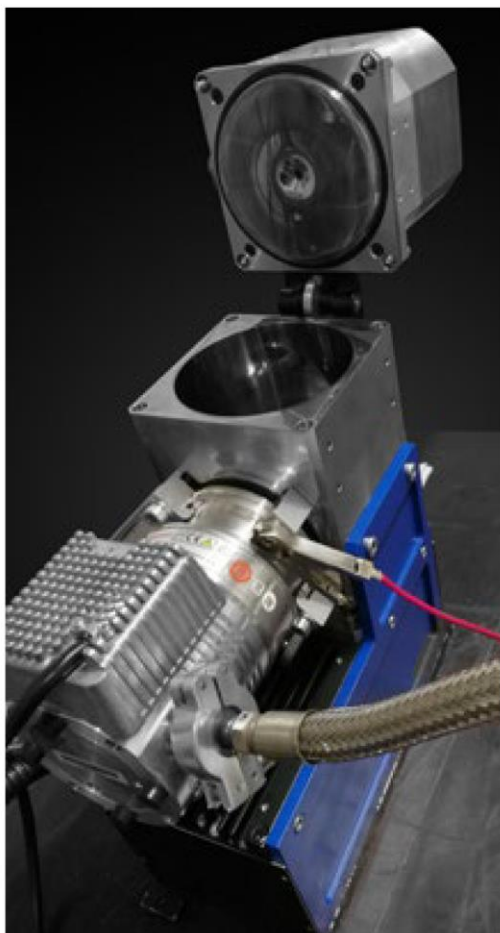
Прибор относится к категории управляемых источников рентгеновского излучения открытого типа и представляет собой электронно-оптическую систему (РЭОС), регулирующую в широком диапазоне качество и интенсивность выхода рентгеновского пучка.

ОБЛАСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ

Аппарат имеет широкий спектр технического, медицинского и научно-лабораторного применения:

- 2D-рентгеноскопия;
- ламинография;
- компьютерная томография;
- рентгено-флуоресцентные анализаторы;
- структурный анализ;
- медицинская денситометрия.

Аппарат, оснащенный соответствующими типами мишеней и катодных узлов, позволяет получать рентгенооптическое увеличение объекта в 600 раз и более без потери резкости изображения. При этом предел пространственного разрешения (рентген абсорбционного метода) будет составлять порядка 1-2 мкм.



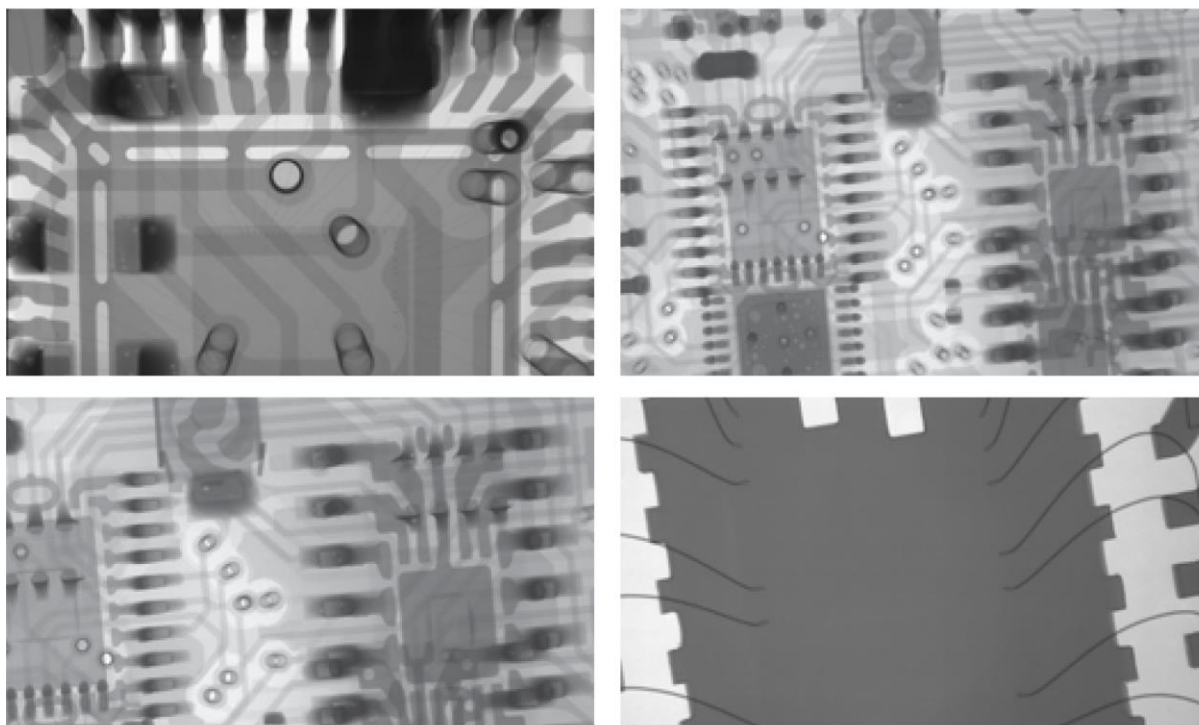
ПРИМЕРЫ РЕНТГЕНОГРАММ, ПОЛУЧАЕМЫ С ПОМОЩЬЮ РЭС-160М:

Особенностью конструкции **РЭС-160М** является компоновка высоковольтного блока с катодной камерой, магнитно-фокусирующей колонной и системой охлаждения в одном моноблоке. Такой конструктив, исключая высоковольтные кабели и их разъёмы, значительно повышает безотказность и долговечность системы, а также позволяет достичь большей компактности аппарата.

Аппарат способен работать как в автономном режиме, так и в составе программно-аппаратных комплексов различного назначения. Для этого блок управления предусматривает два уровня подключения:

- через изернет, по TCP/IP протоколу;
- через конвертор RS-232/USB, по RS232 протоколу.

ПРИМЕРЫ СНИМКОВ СИСТЕМЫ:



ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Тип рентгеновской трубки – микрофокусная разборная с прострельной мишенью (возможен вариант исполнения – с массивной)	до 200 Вт
Диапазон рабочих напряжений Стабилизация	от 20 до 160 кВ не хуже 0,5%
Диапазон анодного тока Стабилизация	0,05 до 1 мА не хуже 0,5%
Минимальный диаметр фокусного пятна	не более 2 мкм
Разрешение по тесту JIMA	не хуже 2 мкм
Мощность при диаметре фокусного пятна 2 мкм	не менее 2 Вт
Минимальное расстояние фокусное пятно-объект	не более 0,5 мм
Угол раствора пучка рентгеновского излучения	130°
Управление ИРИ	через приложение или по внешнему протоколу и интерфейсов управления (SDK)
Время непрерывной работы на полной мощности	не менее 30 мин, с перерывом 5 мин



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

БАКАЛАВРОВ ГОТОВЯТ НА 6 ФАКУЛЬТЕТАХ И ИНСТИТУТЕ УНИВЕРСИТЕТА:



ПРЕИМУЩЕСТВА ОБУЧЕНИЯ В ЛЭТИ

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



Сайт для абитуриентов



Telegram-канал



Группа ВКонтакте

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

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

www.etu.ru



МТЛ – внедрение инноваций для обеспечения технологического суверенитета российской медицины



МТЛ сегодня

- Системообразующее предприятие № 1 медицинской промышленности РФ
- Компания №1 по производительности труда в радиоэлектронной промышленности РФ
- 12 000 кв.м. производственных площадей
- Сплоченная команда разработчиков, программистов и математиков
- Предприятие, соответствующее международным стандартам качества, охраны труда и окружающей среды



Программное обеспечение для маммологии

ДенсиМам

ПРОГРАММНЫЙ МОДУЛЬ

Дополняет стандартный скрининг автоматическим расчетом объемной плотности (%) и категории плотности BI-RADS.

ПО предназначено для повышения эффективности диагностического процесса.



АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ ЛТД»

105318, г. Москва,
ул. Мироновская, 25

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

с точностью до пикселя
mtl.ru



АО «МТЛ» — №1 в списке системообразующих предприятий медицинской промышленности России. Ведущий российский разработчик и производитель высокотехнологичного цифрового оборудования и информационных систем для лучевой диагностики.

Специалисты компании проводят полный цикл работ: от проектирования аппаратов до организации обучения медицинских специалистов совместно с экспертами НИИ лучевой диагностики.

Основные направления деятельности:

- маммология;
- рентгенология;
- компьютерная томография;
- ультразвуковая диагностика;
- детская лучевая диагностика;
- информационные технологии в медицине;
- комплексные решения по оснащению, модернизации и переоснащению кабинетов отделений лучевой диагностики;
- гарантийное и постгарантийное сервисное обслуживание;

Компанией разработаны и внедрены в производство уникальные образцы медицинского оборудования. Аппараты МТЛ установлены в каждом втором медицинском учреждении России. Компания проводит обучение медицинских специалистов совместно с ведущими экспертами НИИ лучевой диагностики.

Вся продукция компании разрабатывается и производится в соответствии со стандартом качества ISO 13485:2016.

Сайт www.mtl.ru

Тел.: [+7 495 663 95 01](tel:+74956639501)

Эл. почта: mtl@mtl.ru

ЗАО «ЭЛТЕХ-МЕД» направления работ

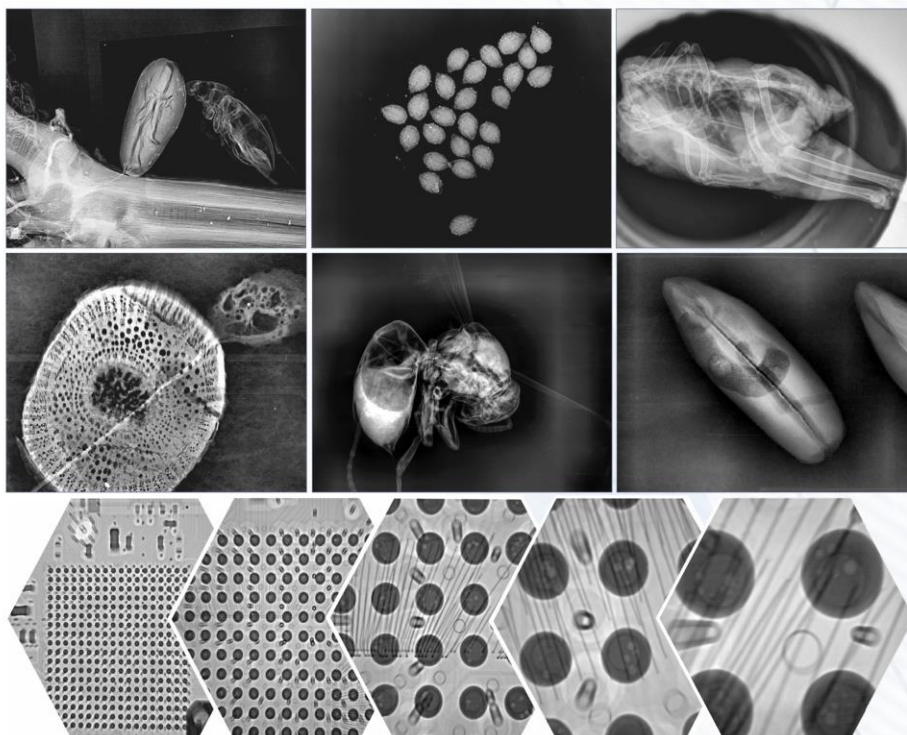
Закрытое акционерное общество «ЭЛТЕХ-Мед» (до 1999 года малое предприятие «ЭЛТЕХ») было основано на базе кафедры Рентгеновских и Электронно-Лучевых Приборов (РЭЛП) Ленинградского Электротехнического Института (ЛЭТИ) в 1991 году.

Приоритетными направлениями деятельности предприятия являются:

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



Решая задачу, просветим всё



Гарантийное, постгарантийное и
сервисное обслуживание.

Гарантия 1 год.

Обучение персонала.

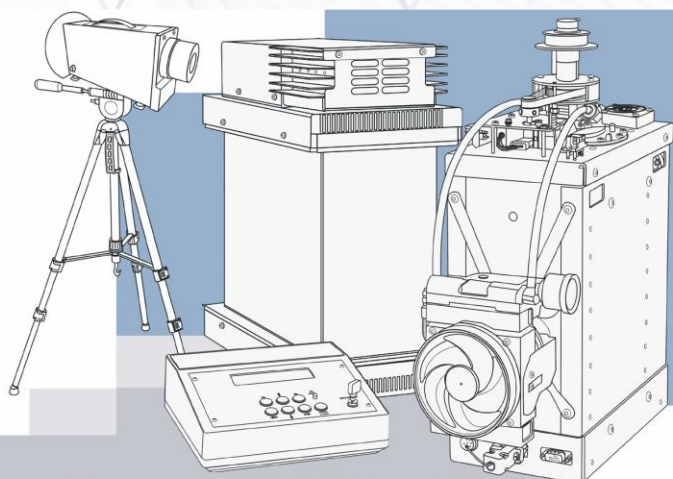
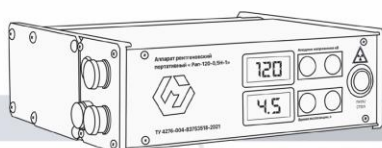
Консультативная помощь.

(812) 234-35-59

info@eltech-med.com

Санкт-Петербург,

ул. Проф.Попова д.5





АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО

«С.Е.Д.-СПб»

РЕНТГЕНОВСКИЕ ИЗЛУЧАТЕЛИ

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

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



ИРД-84

Излучатель
рентгеновский
диагностический

Новая продукция

АО «С.Е.Д.-СПб»
приступило к разработке
и производству новой
продукции –
«Излучателей рентгеновских
диагностических ИРД-84»

В излучателе ИРД-84 применена новая
рентгеновская трубка производства
АО «Светлана-Рентген»: **30-80БД84-150**
Эта рентгеновская трубка имеет больший
размер и больший диаметр анода, чем
трубка в излучателе ИРД-67
Размер кожуха излучателя ИРД-84 так же
отличается в большую сторону относительно
кожуха излучателя ИРД-67
Все это позволило разработчикам и конструкторам
добиться качественно новых характеристик излучателя



ХАРАКТЕРИСТИКИ	ЗНАЧЕНИЯ
Максимальное напряжение рентгеновской трубки	150 кВ
Минимальное напряжение рентгеновской трубки	40 кВ
Номинальная величина большого фокусного пятна	1,2 мм
Номинальная величина малого фокусного пятна	0,6 мм
Номинальная мощность анода трубки для длительности - 0,1с, 180Гц на большом фокусе - 0,1с, 180Гц на малом фокусе	80 кВт 30 кВт
Угол мишени	14 °
Диаметр мишени	88 мм
Теплоемкость излучателя	1100 кДж
Скорость вращения анода рентгеновской трубки: 50 Гц 60 Гц 180 Гц	2700 об/мин 3200 об/мин 9700 об/мин

АО «С.Е.Д.-СПб»

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





ООО «Корпорация Уралтехнострой» является одной из ведущих российских производителей технологического оборудования для объектов добычи, подготовки и транспорта нефти, газа и конденсата с полным производственным циклом от проектирования до испытаний. В сферу деятельности корпорации входит:

- Предпроектная проработка и разработка оборудования;
- Изготовление и поставка оборудования;
- Монтажные и пусконаладочные работы;
- Подготовка персонала Заказчика для работы на объекте;
- Работа по вводу объекта в эксплуатацию;
- Последующее сервисное обслуживание;

Основными направлениями деятельности являются:

- Изготовление комплексных блочных насосных станций различного назначения;
- Газопромысловое оборудование;
- Установки подготовки нефти, топливного, попутного газа и воды;
- Передвижные и стационарные сепарационно-наливные установки;
- Установки предварительного сброса воды;
- Блочно-модульные здания различного назначения;
- Факельные установки;
- Системы измерения количества газа и нефти, автоматизированные групповые замерные установки АГЗУ-УТС, передвижные многофазные замерные установки, многофазные расходомеры Урал-МР2;
- Емкостное оборудование объемом от 0,5 м до 200 м , различного материального исполнения, горизонтального и вертикального расположения, работающие под налив и под давлением;
- Аппараты теплообменные кожухотрубчатые повышенной тепловой эффективности
- Широкий ассортимент оборудования для многих отраслей включая атомную энергетику;



Передвижная многофазная установка
на базе шасси повышенной проходимости



Блочно-модульная установка
подготовки нефти (БМУПН)



Первая серийная модификация
многофазного расходомера



Установка подготовки
попутного нефтяного газа

ИЗВЛЕКАЙТЕ МАКСИМУМ!

Используя непрерывный
объективный контроль АСАК

АСАК @LAST – автоматизированная система аналитического контроля

- Комплексное решение от одного вендора, внедрение «под ключ»
- Полностью автоматический отбор проб и подача их на анализатор
- Автоматическое формирование балансовых и контрольных проб
- Элементный анализ по всем точкам контроля каждые 15 минут
- Интеграция в АСУТП – мгновенное реагирование
- Качество продуктов, контроль хвостов
- Экономия реагентов и энергоносителей



technolink.spb.ru

АК-21 – потоковый анализатор элементного состава пульповых материалов и технологических растворов

- определяемые элементы S^{16} ... U^{92}
- включен в государственный реестр СИ РФ
- освобожден от радиационного контроля



ТЕХНОЛИНК

+7 (812) 331-58-30 | technolink.spb.ru
Санкт-Петербург, Московский пр., д. 6

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

Подписано в печать 21.11.25. Формат 60×84 1/16.
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 7.75.
Гарнитура «Times New Roman». Тираж 70 экз. Заказ 132.

Издательство СПбГЭТУ «ЛЭТИ»
197022, С.-Петербург, ул. Проф. Попова, 5Ф
Тел.: (812) 346-28-56. E-mail: Letiizdat@mail.ru

*До встречи на следующей
конференции*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**