



*X Всероссийская
научно-практическая
конференция производителей
рентгеновской техники*



САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
24 НОЯБРЯ 2023

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

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

**ПРОГРАММА
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

24 ноября 2023 г.

**Санкт-Петербург
2023**

X Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2023. 86 с.

ISBN 978-5-7629-3267-7

ОРГКОМИТЕТ

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

ISBN 978-5-7629-3267-7

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2023

ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

Уважаемые коллеги!

Рад приветствовать Вас на юбилейной – X Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники.

Дальнейшее обострение политической обстановки этого года обусловило активизацию работ по импортозамещению, что укрепляет тенденции к возрождению и развитию компетенций в области создания высокотехнологичной рентгеновской аппаратуры, усиливает позиции отечественных рентгеновских производств.

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

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

В этом году состоится еще один юбилей – 85-лет со дня основания кафедры Электронных приборов и устройств. В настоящее время это единственная на Северо-Западе России кафедра, которая готовит высококвалифицированных специалистов в области рентгенотехники, поэтому значительная часть докладов будет сделана сотрудниками кафедры ЭПУ.

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

*С наилучшими пожеланиями,
сопредседатель оргкомитета ВКПР*



Потрахов Н.Н.

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

24 ноября 2023

Пленарное заседание (конференц-зал 5 корпуса)

- 9-30** **Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10-00** **Торжественное открытие конференции**
Семенов А.А., д.т.н., проректор по научной и инновационной деятельности СПбГЭТУ
Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)
- 10-30** **Острофокусная рентгенография в неспециализированных условиях**
Мазуров А.И., Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Потрахов Ю.Н.
- 10-45** **Геометрическая самокалибровка систем конусно-лучевой компьютерной томографии**
Саедпанах А.Х., Каземи А.М., Хоссейни С.Р.
- 11-00** **Микрофокусный источник на основе высокочастотного фемтосекундного волоконного лазера для рентгеновских исследований**
Асадчиков В.Е., Гарматина А.А., Мареев Е.И., Кривоносов Ю.С., Семенов Т.А., Бузмаков А.В., Дьячкова И.Г., Золотов Д.А., Дымшиц Ю.М., Колдаев В.В., Минаев Н.В., Гордиенко В.М.
- 11-15** **Компьютерное приложение «ФОКУС» как средство моделирования систем электромагнитной фокусировки**
Блудов М.В., Грачев Е.Ю., Козлов Е.А., Кочергин Э.Г., Трубицын А.А.
- 11-30** **Двухэнергетическая КТ бериллсодержащей руды**
Комарский А.А., Криницин В.В., Пономарев А.В., Чепусов А.С., Красный О.Д., Корженевский Н.С.
- 11-45** **Снижение влияния краевых эффектов при томографическом восстановлении за счет засыпки исследуемого образца на примере бериллсодержащей руды**
Криницин В.В., Комарский А.А., Чепусов А.С., Корженевский С.Р.
- 12-00** **Доклинические испытания ПО для маммографического измерения объемной плотности молочной железы**
Шунков Ю.Е., Поздняков Д.В., Виноградов И.В., Дабагов А.Р.
- 12-15** **Рентгеновская камера для исследования оптических свойств кристаллов-сцинтилляторов**
Асадчиков В.Е., Волчков И.С., Дымшиц Ю.М., Каневский В.М., Роцин Б.С., Фёдоров В.А.
- 12-30** **Обед**
- 13-00** **К вопросу о стандартизации шкалы цветов для цветовой постобработки рентгенограмм**
Камышанская И.Г., Мазуров А.И., Денисов А.К.
- 13-15** **Раннее выявление и экспресс-оценка скрытой поврежденности зерна клопом вредная черепашка для выбора оптимального способа использования зерна и технологий его переработки**
Архипов М.В., Потрахов Н.Н., Гусакова Л.П., Прияткин Н.С., Данилова Т.А.
- 13-30** **Разработка рентгеновского излучателя на основе трубки с катодным узлом – фотоэлектронным множителем**
Аврамов В.В., Коротков С.А., Смелик Г.И., Хасаев Т.О.

- 13-45** Разработка высокотехнологичных установок на базе рентгеновского излучения
Бондаренко Т.В., Прокудин М.С., Михайлов В.В., Резанов И.Н., Полихов С.А., Сабитов А.Ф., Сапожников Д.В., Шарков Г.Б., Юнусов Р.Р.
- 14-00** Применение портативного рентгеновского комплекса «КОСА» для экспресс-диагностики в судебной медицине
Блинов Н. Н. (м.), Федоров Е. П., Макаренко А. В.
- 14-15** Оценка разделения серебросодержащей руды месторождения Обоха рентгеноабсорбционным методом
Верховская Я.И., Саенко П.И., Маслов В.Н., Каштанов И.Е.
- 14-30** Оптимизация параметров измерения на рентгенофлуоресцентном анализаторе с помощью программы для расчета прохождения излучения через вещество
Гуньков П.С., Козловский С.С., Бердников Я.А.
- 14-45** Разработка детектора вторичных электронов для электронного микроскопа
Атаян А.Ю., Сайгушева А.В.
- 15-00** Программное обеспечение для контроля промышленных объектов методом рентгеновской компьютерной томографии
Бакшеев И.К., Тимофеев А.А.
- 15-15** Разработка автоматизированной системы определения патологий пазух носа
Староверов Н.Е., Карпов Н.А., Камышанская И.Г., Ларионов И.А.
- 15-30** Метод двухэнергетичной рентгенографии в режиме реального времени с использованием одного источника рентгеновского излучения
Баранов И.М., Александрова А.А., Гук К.К., Холопова Е.Д., Хлебникова Е.А., Грязнов А.Ю.
- 15-45** Отечественные излучатели семейства ИРД и ИРМ. Производство и опыт применения.
Баклин А.С., Горлов А.П.
- 16-00** Новые и модернизированные рентгеновские трубки АО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля, спектрального анализа, терапии и медицинской диагностики (2023 г.)
Баклин А.С., Бербушенко Д.А., Куликов Н.А., Павлов В.В., Тучак Г.Э., Удинцев М.П.
- 16-15** Качественный и количественный анализ контрастных веществ на основе К-края поглощения в мультэнергетической компьютерной томографии
Сотенский Р.В., Лапкин А.В., Рожков В.А., Шелков Г.А.
- 16-30** Круглый стол
- 17-00** Торжественное закрытие конференции

ОСТРОФОКУСНАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ В НЕСПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ УСЛОВИЯХ

Мазуров А.И. (АО «НИПК «Электрон»), Васильев А.Ю. (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ), Потрахов Н.Н., Потрахов Ю.Н. (СПбЭТУ «ЛЭТИ»)

В случае массового поступления раненых в результате боевых действий или разного рода ЧС при их первичной сортировке актуальна задача проведения рентгенологического обследования в неспециализированных, например, военно-полевых условиях.

Классические стационарные рентгеновские аппараты с протяженным фокусным пятном (эффективный размер более 1 мм) использовать в этом случае затруднительно вследствие больших габаритов, веса и энергопотребления. Применение компактных микрофокусных аппаратов (эффективный размер менее 0,1 мм) также ограничено вследствие их малой мощности и, соответственно, их малой просвечивающей способности, например, при рентгеновской съемке грудной клетки, брюшной полости или тазобедренного сустава, особенно раненых крупного телосложения.

Как показывает практика, в этих условиях необходимы портативные рентгеновские аппараты, конструкция которых позволяет получать достаточно информативные рентгеновские изображения любого отдела тела раненого без использования традиционного штативного устройства – «с руки».

Эта проблема остро встала в нашей стране после начала СВО и впервые была обозначена группой ведущих отечественных специалистов в области военно-полевой рентгенологии Васильевым А.Ю., Трояном В.Н. и Леоновым С.В. [1].

В ходе предварительных и последовавших за тем клинических испытаний острофокусного портативного рентгеновского аппарата РАП-120М-05Н (Ш) [2], разработанного сотрудниками СПбЭТУ «ЛЭТИ» на базе ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» – малого предприятия технопарка университета и изначально предназначенного для промышленного рентгеновского контроля, были сформулированы технические требования к этому новому классу рентгеновских аппаратов. Основное назначение нового класса рентгеновских аппаратов – диагностика боевой травмы в неспециализированных, в том числе военно-полевых, условиях.

В ходе испытаний, выполненных под руководством профессора Васильева А.Ю., было установлено, что смаза рентгеновского изображения, полученного без использования штатива и с уменьшенного в несколько раз кожно-фокусного расстояния (КФР), не наблюдалось.

Это может быть обосновано следующим образом:

1. Ранящие снаряды (пули, осколки и т. д.) имеют, как правило, значительно большую плотность, чем ткани тела человека, и, соответственно, более контрастны на рентгеновском изображении. Поэтому при возможном смазе изображения их контраст не достигает порогового значения. Как известно, число визуализируемых элементов прямо пропорционально квадрату величины их контраста на рентгеновском изображении [3].

2. При возможном треморе рук рентгенолаборанта, которые удерживают рентгеновский аппарат, смещаются абсолютно все элементы рентгеновского изображения,

что в определенной степени соответствует его увеличению, и динамическая составляющая нерезкости на изображении не проявляется [4].

Принципиальным вопросом при использовании острофокусных рентгеновских аппаратов является согласование параметров источника рентгеновского излучения, приемника рентгеновского изображения, а также рентгенооптической схемы съемки. Как правило их выбор в настоящее время осуществляется произвольно. Однако с целью обеспечения максимальной суммарной пространственной разрешающей способности рентгенографической системы в составе источника излучения и приемника изображения размер эффективного фокусного пятна f рентгеновской трубки источника должен быть согласован с размерами пикселя l детектора приемника и средним значением коэффициента увеличения изображения m объекта рентгенографии [3]:

$$\ell = \frac{f\sqrt{m-1}}{2}.$$

Практика показала, что при съемке с КФР 200-300 мм средний коэффициент увеличения изображения отдельных частей тела может составлять от 1,5 до 2-х раз и более, особенно для пострадавших крупного телосложения. А характерные размеры пикселя современных детекторов рентгеновского излучения, предназначенных для общей рентгенодиагностики, составляют около 50 или 150 мкм.

Результаты оценки по выше приведенному выражению размеров эффективного фокусного пятна в зависимости от размеров пикселя детектора излучения и среднего значения коэффициента увеличения изображения, определяемого размерами тела пострадавшего, представлены в таблице 1.

Табл. 1. Расчет размеров эффективного фокусного пятна.

$f = 0,3$ мм		
$l = 150$ мкм		
$m = 1,5$	$m = 2$	$m = 3$
0,41	0,29	0,21

В результате испытаний с учетом данных таблицы были сформулированы основные технические требования к рентгеновскому аппарату нового класса:

- напряжение на рентгеновской трубке до 120 кВ;
- ток рентгеновской трубки не менее 1 мА;
- размер эффективного фокусного пятна 0,3 мм;
- вес не более 5 кг.

На корпусе рентгеновского аппарата должны быть предусмотрены специальные ремни для ладоней рентгенолаборанта, исключающие самопроизвольное выпадение его из рук в случае нештатной ситуации. Кожно-фокусное расстояние (КФР) при проведении рентгеновской съемки в неспециализированных условиях может быть уменьшено до 200-300 мм. Целесообразно установить также лазерный указатель оси пучка рентгеновского излучения для нацеливания на исследуемую область тела.

Хотя практика использования портативного аппарата в реальных военно-полевых условиях показала, что при съемке при столь малом КФР «промахов» не наблюдалось.

Кроме того, программное обеспечение приемника рентгеновского изображения должно обеспечивать функции, необходимые именно для этого класса аппаратов:

- виртуальный растр;
- коррекция искажения изображения вследствие возможного отклонения оси пучка рентгеновского излучения от перпендикуляра в плоскости детектора;
- коррекция смаза изображения вследствие возможной динамической нерезкости.

Следует отметить, что теоретически последняя функция – коррекция смаза изображения – уже исследована [5].

В целом реализация описанных технических требований к конструкции нового класса аппарата и ПО позволит получать информативные рентгеновские изображения всех отделов тела пострадавших при съемке «с руки» и даже таких высокоподвижных органов, как сердце (средняя скорость перемещения 20 мм/с) или легкие – 10 мм/с.

Литература.

1. Потрахов Н.Н., Васильев А.Ю., Леонов С.В., Троян В.Н. О новом классе рентгенодиагностического оборудования // Труды конференции Невского радиологического форума 2023, с. 224.
2. Рентгеновские аппараты серии РАП. Компания ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед». 2023 [обновлено 10 ноябрь 2023; процитировано 10 ноябрь 2023]. Доступно: <https://eltech-med.com/ru/rentgenovskie-apparaty-rap>
3. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012. 104 с.
4. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Пространственная разрешающая способность цифровых рентгеновских аппаратов // Биотехносфера. 2014. № 3, с. 26-28.
5. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. Москва: Техносфера, 2005. 1072 с.

GEOMETRICAL SELF-CALIBRATION OF CBCT SYSTEMS

ГЕОМЕТРИЧЕСКАЯ САМОКАЛИБРОВКА СИСТЕМ

КОНУСНО-ЛУЧЕВОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Amirhossein Saedpanah, Abbas Mohammadkazemi, Seyed Roohollah Hosseini

(Arman Moj Fanavar Co, Iran.) Амир Хоссейн Саедпанах, Аббас Мохаммад Каземи, Сейед Рухолла Хоссейни (Компания «Арман Модж Фанавар», Иран)

Аннотация

В статье представлен новый метод калибровки геометрических систем СВСТ (конусно-лучевой компьютерной томографии), который устраняет необходимость использования фантомов и предварительных знаний об объекте, что обычно встречается в методах регистрации 2D-3D для геометрической калибровки. Данный метод использует итеративный алгоритм, использующий сравнение между измеренными данными и реконструированными в цифровом виде рентгенограммами (DRR), полученными из реконструированных изображений с различной геометрией, для точного определения геометрических параметров системы. Результаты, полученные с помощью предложенного

нами метода, продемонстрировали соответствие с традиционными методами калибровки с помощью фантомов.

Ключевые слова

Геометрическая калибровка, компьютерная томография, самокалибровка, оптимизация, градиентный спуск, взаимная информация

Введение

Сегодня компьютерная томография служит бесценным инструментом для неразрушающего контроля и метрологии в различных отраслях промышленности. В области компьютерной томографии качество восстановленных изображений в значительной степени зависит от точного определения геометрических параметров системы. Неправильные параметры могут привести к потере качества изображения, включая снижение разрешения, увеличение присутствия артефактов и многое другое. Следовательно, тщательная калибровка геометрических параметров является обязательным условием для обеспечения их точной интеграции в алгоритмы реконструкции.

В последнее время появились различные подходы к калибровке для получения основных геометрических параметров компьютерной томографии, которые в целом делятся на две категории: методы, основанные на фантомах, и методы самокалибровки. Многие исследовательские группы изучали методы, основанные на фантомах, где процедура калибровки должна быть выполнена до выполнения задач визуализации, предполагающих использование фантома с известной геометрией.

Некоторые методы, основанные на фантомах, используют специальные фантомы, которые включают в себя множество маркеров со специальными узорами [1, 2] для определения всех требуемых геометрических параметров. При таких подходах обилие маркеров и точное определение положения маркеров имеют решающее значение для достижения точной геометрической калибровки [3]. Однако создание таких фантомов с предельной точностью может оказаться сложной задачей.

Следовательно, все большее внимание уделяется методам калибровки, которые используют легкодоступные фантомы, такие как шарикоподшипники, без необходимости тщательной компоновки [4]. Эти методы могут эффективно получать подмножество необходимых геометрических параметров.

В отличие от методов, основанных на фантомах, методы самокалибровки не требуют предварительного исследования фантома перед началом выполнения задач визуализации. Вместо этого методы самокалибровки извлекают основные геометрические параметры непосредственно из самих объектов визуализации. Этот подход дает ряд преимуществ, особенно в ситуациях, связанных с механически нестабильными системами, компьютерной томографией с высоким разрешением, при часто корректируемых настройках и других [5]. Однако достижение точного определения всех требуемых геометрических параметров с помощью самокалибровки остается сложной задачей, поскольку для визуализируемых объектов отсутствует геометрическая информация.

В случаях, когда системе присуща динамическая и изменчивая геометрическая структура, для повторной калибровки системы может потребоваться повторное отображение фантома. Однако в методах, основанных на проекции, мы используем корреляции, вытекающие из присущей системе геометрии, для получения геометрических параметров. Для достижения этой цели мы полагаемся на наши предварительные знания об объекте и

используем его реконструированные в цифровом виде рентгенограммы (DRR) для получения результатов с различной геометрией.

Сравнивая эти результаты с полученными изображениями и измеряя их сходство, можно точно определить геометрию системы.

С помощью предлагаемого нами метода больше не требуется предварительных знаний об объекте, поскольку мы можем извлечь геометрию системы исключительно из доступных проекций.

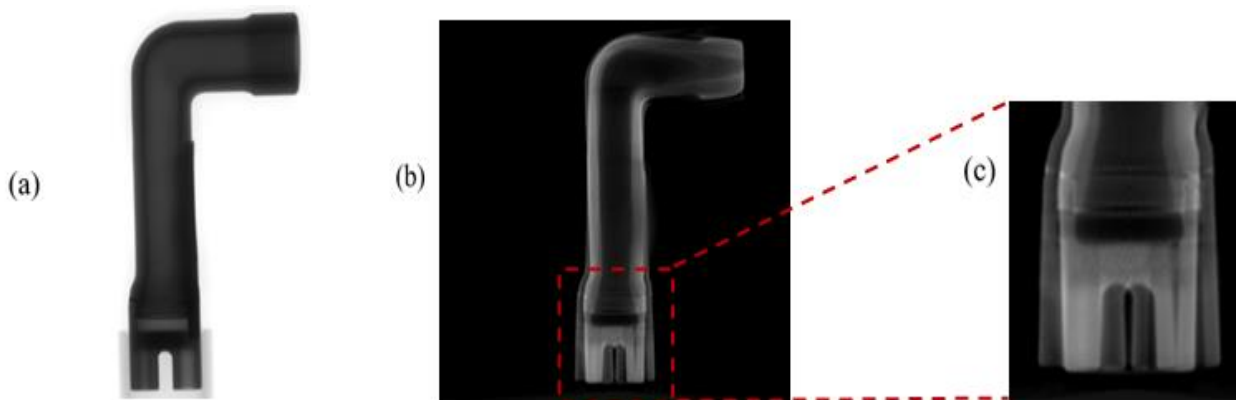


Рис. 1. Рентгеновское изображение промышленной детали (a) и его реконструкция без геометрической калибровки (b). Артефакты в реконструированном объекте (c).

В этой статье мы представляем инновационный метод геометрической калибровки систем компьютерной томографии. Наш подход предполагает измерение параметров несоосности системы формирования изображений путем минимизации функции затрат, зависящей от геометрии. Примечательно, что эта функция вычисляется непосредственно на основе полученных проекций, что устраняет необходимость в каких-либо предварительных знаниях о форме или расположении объекта.

В устройствах для компьютерной томографии решающую роль играют многочисленные геометрические параметры. Здесь представлен метод калибровки, который фокусируется на наиболее важных параметрах, включая поперечное и продольное выравнивание, а также на решении таких проблем, как перекос, крен и наклон детектора.

- Поперечный и продольный сдвиг: жесткое перемещение вектора $(\delta u, \delta v)$ T в системе отсчета uvu , рис. 2, a.

- Крен: поворот на угол θ вокруг оси u , рис. 2, b.

- Наклон: поворот на угол η вокруг оси v , рис. 2, c.

- Перекос: поворот на угол ϕ вокруг оси u , рис. 2, d.

Основная концепция, лежащая в основе предлагаемого нами метода калибровки, основана на анализе проекционных данных для построения функции затрат, зависящей от параметров несоосности. Запуск метода влечет за собой реконструкцию изображения с использованием эталонных изображений, снятых с исходной геометрией. Эта первоначальная реконструкция может содержать многочисленные артефакты, связанные с ее несоосной геометрией; однако полученная на ее основе реконструированная в цифровом виде рентгенограмма (DRR) служит нам ориентиром для достижения улучшенной геометрии.

Модель постепенно уточняет свою геометрию, чтобы приблизиться к оптимальной конфигурации, что обусловлено растущим сходством DRR с эталонными изображениями.

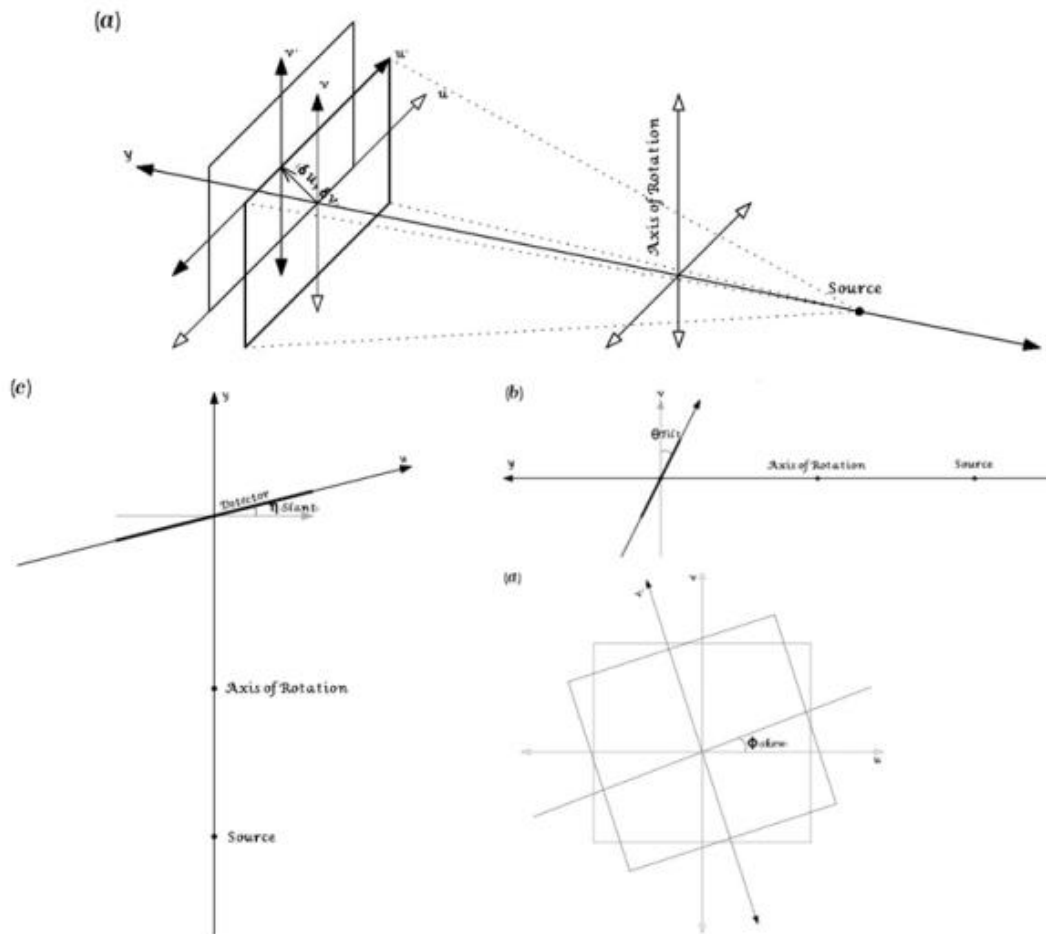


Рис. 2. Перемещение по вектору $(\delta u, \delta v)$ T (a). Поворот на угол θ вокруг оси u (крен) (b). Поворот на угол η вокруг оси v (наклон) (c). Поворот на угол ϕ вокруг оси w (перекос) (d).

Метод

На каждой итерации модель обновляет свои геометрические параметры на основе степени сходства, наблюдаемого между DRR и эталонными изображениями. Учитывая обширное пространство поиска, случайное исследование не является эффективной стратегией. Таким образом, модель адаптирует параметры с помощью алгоритма градиентного спуска, таким образом, систематически корректируя геометрию для максимального соответствия между эталонными изображениями и DRR. Весь процесс оптимизации для наглядности проиллюстрирован на рис. 3.

Эффективность нашего метода в значительной степени зависит от того, как мы вычисляем сходство между реконструированными в цифровом виде рентгенограммами (DRR) и эталонными изображениями. Учитывая ключевую роль этого фактора, крайне важно, чтобы функция затрат модели демонстрировала как хорошую чувствительность при обнаружении сходства, так и разумную вычислительную эффективность.

Чтобы убедиться в правильности нашего подхода, мы применили программный пакет TomoPhantom [6], который помог нам определить наиболее подходящую меру сходства для нашего конкретного случая. В этой среде моделирования был использован фантом Шеппа-Логана [7] для оценки и тестирования различных показателей сходства.

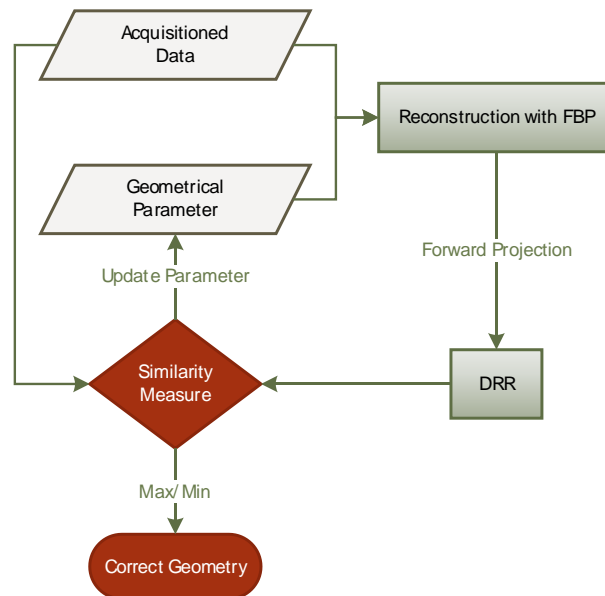


Рис. 3. Блок-схема, демонстрирующая итеративную процедуру метода.

Эта тщательная оценка показателей сходства необходима для оптимизации производительности нашего метода и обеспечения его надежной и эффективной работы.

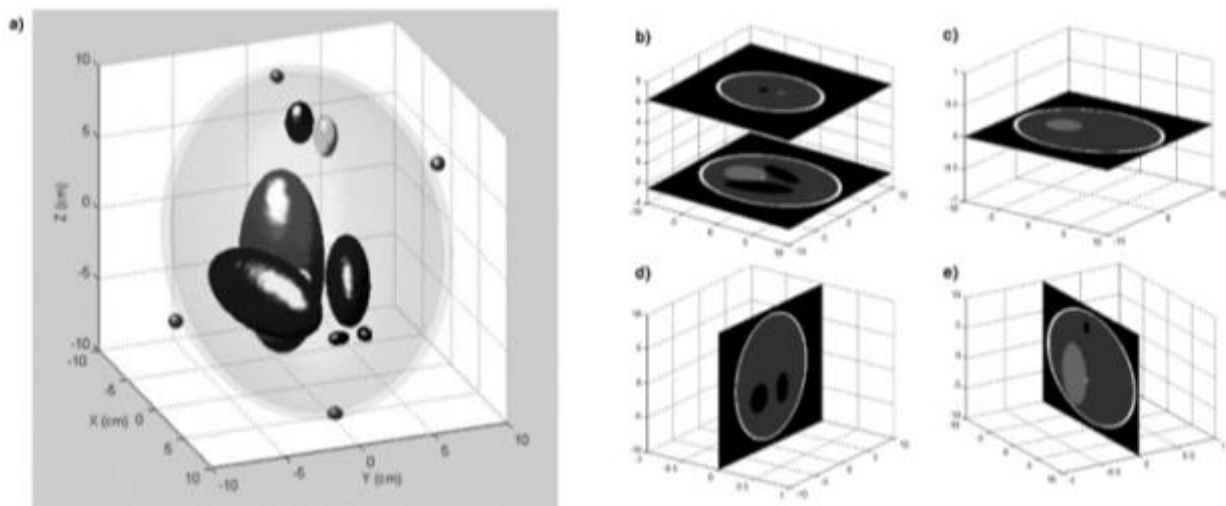


Рис. 4. Трехмерная версия фантома Шеппа-Логана (a); аксиальные срезы при $Z = -2,5$ см и $6,25$ см (b); аксиальный срез при $Z = 0$ (c); коронарный срез (d); сагиттальный срез (e).

В рамках пакета симулятора есть возможность реконструировать изображения, используя разнообразный набор геометрий, и все это при наличии доступа к истинной геометрии. Чтобы облегчить всестороннее сравнение показателей сходства процесс начинается с восстановления проекций с широким спектром несогласованных параметров с использованием отфильтрованной обратной проекции (FBP). Впоследствии применяется FBP к этим смещенным реконструкциям, чтобы получить их соответствующие проекции. Затем степень сходства вычисляется путем сравнения проекций идеальной реконструкции с проекциями, полученными в результате реконструкции с использованием несогласованных параметров. Процесс визуально изображен на рис. 5, иллюстрирующем этапы, связанные с этой сравнительной оценкой.

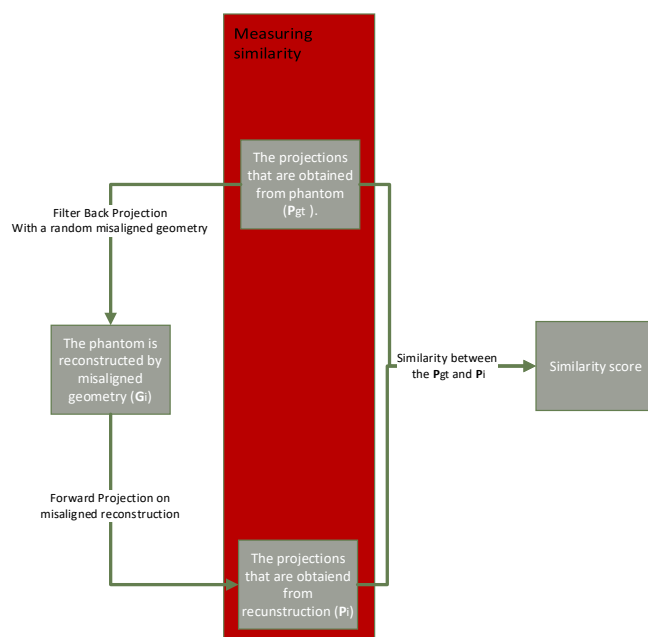


Рис. 5. Процедура вычисления показателей сходства.

В таблице 1 проведено сравнение нескольких широко используемых методов измерения сходства при различной степени несоосности.

Стремясь выбрать наиболее эффективный метод, мы систематически оценивали широкий спектр показателей сходства, намеренно вводя несоосность, а затем сравнивая полученные оценки сходства с эталонными изображениями. Как было продемонстрировано, взаимная информация последовательно и отчетливо выделялась как наиболее надежный метод выделения оптимальной точки во всем пространстве поиска. Эта оценка была выполнена для индивидуальных рассогласований параметров.

Кроме того, на рис. 4 представлена производительность взаимной информации, когда все пять параметров детектора (η , θ , φ , u и v) смещены. Эта всесторонняя оценка подтверждает эффективность взаимной информации как предпочтительного показателя сходства для нашего метода калибровки.

Учитывая взаимное влияние различных несоосных параметров, становится очевидным, что оптимальная точка четко не выделена и не определяется одним несоосным параметром. Следовательно, существует повышенный риск того, что метод оптимизации может привести к неправильной глобальной оптимальной геометрии при запуске с неточными начальными параметрами. Это может привести к неверным результатам.

Для решения этих задач применяется стратегия, в соответствии с которой определяется параметр, наиболее чувствительный к нашей функции затрат. Впоследствии инициируется процесс оптимизации с использованием этого параметра и соответствующим образом обновляем другие параметры. На рис. 4 видно, что наиболее важным параметром является « u » детектора, именно поэтому наш процесс оптимизации начинается с этого параметра. Порядок обновления параметров следующий: $u \rightarrow \eta \rightarrow \theta \rightarrow v \rightarrow \varphi$. Такой поэтапный подход помогает повысить надежность нашего процесса оптимизации и повышает вероятность достижения правильной глобальной оптимальной геометрии.

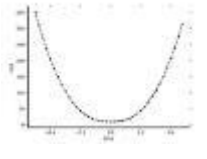
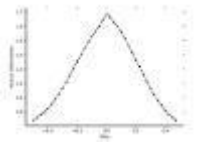
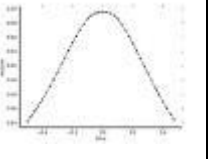
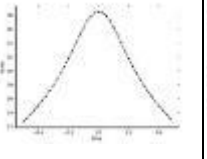
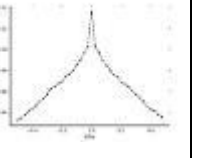
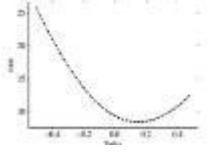
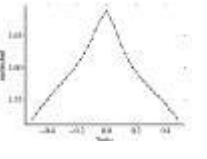

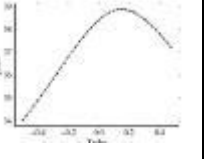
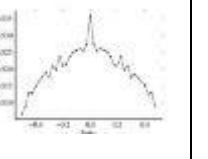
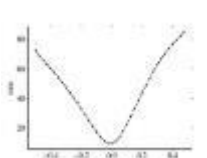
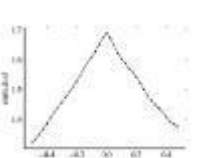
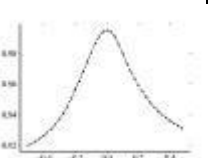
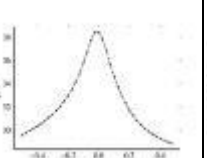
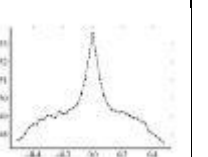
Основываясь на выводах из предыдущего раздела, очевидно, что метод оптимизации исследует различные гиперплоскости в зависимости от своей начальной отправной точки. Таким образом, можно утверждать, что, повторив процесс оптимизации несколько раз,

можно увеличить вероятность получения правильного результата. На практике это влечет за собой использование начальных точек, полученных в результате предыдущего запуска алгоритма оптимизации, в последующем запуске. Эта последовательность оптимизации называется *Sweep* «разверткой».

График, представленный ниже, демонстрирует, как показатель сходства становится более отчетливым и утонченным с каждым последующим сканированием (*Sweep*). Такой итеративный подход помогает повысить точность и надежность процесса оптимизации, увеличивая шансы прийти к правильному решению.

В этой таблице 1 рассмотрены 5 показателей сходства с каждым геометрическим параметром. Затраты времени и четко различимая точка оптимума являются двумя наиболее важными критериями для выбора наилучшего показателя сходства.

Табл. 1.

	MSE ¹	Mutual-Information ²	SSIM ³	PSNR ⁴	SCC ⁵
η					
θ					
ϕ					

¹ Среднеквадратичная ошибка (MSE): MSE – это базовый показатель, используемый для количественной оценки различий между двумя изображениями. Он вычисляет среднее значение квадратов разностей между соответствующими пикселями на двух изображениях. Чем ниже значение MSE, тем более похожи два изображения. Формула для MSE выглядит следующим образом: $I = \sum \sum (A - B)^2 / (N * M)$.

² Взаимная информация, обозначаемая как $I = MI(A, B)$, вычисляет взаимосвязь между изображениями или сигналами одинакового размера A и B. Совместная гистограмма изображений/сигналов определяется с помощью включенной функции hist2.

³ Индекс структурного сходства (SSIM): SSIM – это более продвинутый показатель, который оценивает воспринимаемое качество изображений с учетом яркости, контрастности и структуры. Он часто используется для измерения сходства между двумя изображениями с точки зрения человеческого восприятия.

⁴ Пиковое отношение сигнал/шум (PSNR): PSNR – это показатель, используемый для измерения качества изображения путем сравнения его с идеальной версией изображения без помех. Более высокие значения PSNR указывают на более высокое качество изображения.

⁵ Коэффициент пространственной корреляции: Этот показатель оценивает корреляцию между средним коэффициентом усиления принимаемого сигнала и углом наклона другого сигнала. Обычно он используется при обработке сигналов для оценки пространственной взаимосвязи между сигналами.

	MSE	Mutual-Information	SSIM	PSNR	SCC
U detector					
V detector					
Формула измерения сходства (x, y)	$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2$ <p>n – общее количество пикселей</p>	$I(X; Y) = H(X) - H(X Y)$ <p>H(X) – это энтропия для X; H(X Y) – условная энтропия для X при заданном Y</p>	$\frac{(2\mu_x\mu_y + c1)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c1)} \times \frac{(2\sigma_x\sigma_y + c2)}{(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c2)}$ <p>μ_x – среднее значение выборки пикселей x μ_y – среднее значение выборки пикселей y σ_x^2 – дисперсия x σ_y^2 – дисперсия y σ_{xy} – ковариация x и y $c1 = (k1L)^2, c2 = (k2L)^2$ динамический диапазон значений пикселей $k1 = 0,01$ и $k2 = 0,03$ по умолчанию</p>	$10 \log_{10} \left(\frac{R^2}{MSE} \right)$ <p>R – максимальное отклонение во входном типе данных изображения. Значение по умолчанию равно 255</p>	$R_c = x^T W y$ $W = [w_{ij}]_{n \times n}$ $\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n w_{ij} = 1$ <p>Значение SCC варьировалось от -1 до 1, причем 1 указывает на две идентичные карты, в то время как -1 указывает на две идентичные, но перевернутые карты [8]</p>
Среднее значение вычислительных затрат (мс)	0,0011	0,0085	0,3274	0,0014	0,1554

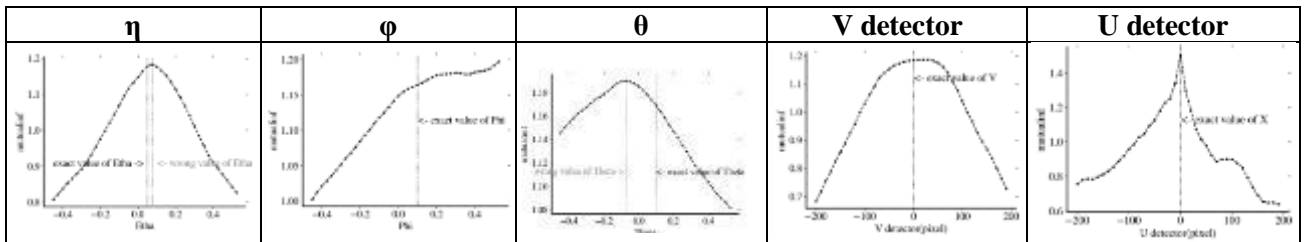


Рис. 6. На этих графиках все параметры смещены. Очевидно, что по некоторым параметрам, таким как θ , η и v , оптимальная точка взаимной информации полностью сместилась.

Эта проблема должна быть решена для того, чтобы получить истинную геометрию. На рис. 7 показано изменение конфигурации взаимной информации по отношению к каждой развертке.

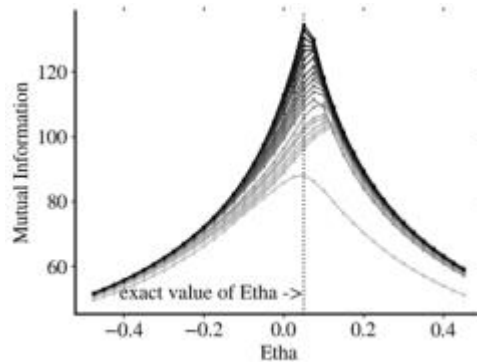


Рис. 7. Изменение конфигурации взаимной информации по отношению к каждой развертке.

Как мы можем видеть, экстремум будет приближаться к правильному значению после каждой развертки.

Результаты и обсуждение

Рабочий процесс метода наглядно представлен на рис. 3, дающем исчерпывающее представление о процессе оптимизации, где получение реконструированных в цифровом виде рентгенограмм (DRR) играет центральную роль.

Приведенная ниже блок-схема дополняет эту визуализацию, иллюстрируя последовательные этапы восстановления изображения на различных этапах процесса оптимизации в симуляторе.

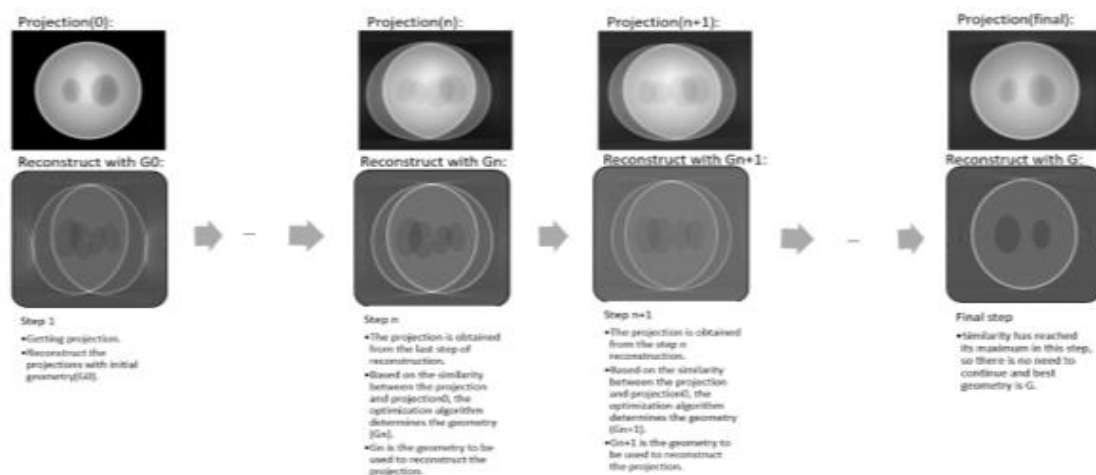


Рис. 8. Блок-схема.

В дополнение к моделированию мы внедрили наш метод, используя данные, полученные с системы компьютерной томографии производства компании Arman Moj Fanavar. В таблице 2 представлен обзор обновлений параметров, выполняемых после каждой проверки, при переходе от исходных параметров к правильной конфигурации. Это реальное приложение еще раз подтверждает эффективность нашего подхода в практических условиях.

Табл. 2. Геометрические параметры, которые оцениваются с помощью метода при каждой развертке. Восстановленные изображения также отображаются после каждой развертки с оцененными геометрическими параметрами.

Первая развертка		Вторая развертка		Финальная развертка	
				...	
η^{rad}	0,0000	-0,0156	...	-0,0201	
θ^{rad}	0,0000	0,0124	...	-0,0287	
φ^{rad}	0,0000	0,0098	...	0,0673	
u^{pixel}	0,0000	2,5564	...	6,4027	
v^{pixel}	0,0000	15,2489	...	60,8947	

Восстановленное изображение в его конечном состоянии служит убедительным свидетельством эффективности нашего метода геометрической калибровки, основанного исключительно на полученных данных. Это достижение подчеркивает практическую применимость и надежность нашего подхода в реальных сценариях.

Благодарности

Мы хотели бы поблагодарить Амина Азими за ценные замечания при подготовке статьи.

Литература.

1. L. Von Smekal, M. Kachelriess, E. Stepina, and W.A. Kalender, "Geometric misalignment and calibration in cone-beam tomography," *Med. Phys.*, vol. 31, no. 12, pp. 3242-3266, 2004.

2. Y.B. Cho, D.J. Moseley, J.H. Siewerdsen, and D.A. Jaffray, "Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems," *Med. Phys.*, vol. 32, no. 4, pp. 968-983, 2005.

3. X.H. Li, D. Zhang, and B. Liu, "Sensitivity analysis of a geometric calibration method using projection matrices for digital tomosynthesis systems," *Med. Phys.*, vol. 38, no. 1, pp. 202-209, 2011.

4. F. Noo, R. Clackdoyle, C. Mennessier, T.A. White, and T.J. Roney, "Analytic method based on identification of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomography," *Phys. Med. Biol.*, vol. 45, no. 11, pp. 3489-3508, 2000.

5. Y. Kyriakou, R.M. Lapp, L. Hillebrand, D. Ertel, and W.A. Kalender, "Simultaneous misalignment correction for approximate circular conebeam computed tomography," *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 22, pp. 6267-6289, 2008.

6. D. Kazantsev, V. Pickalov, S. Nagella, E. Pasca, P.J. Withers, "TomoPhantom, a software package to generate 2D-4D analytical phantoms for CT image reconstruction algorithm benchmarks," *SoftwareX.*, vol. 7, pp.150-155, 2018.

7. U.K. Bhowmik, M Z. Iqbal, R.R. Adhami, "Mitigating motion artifacts in FDK based 3D Cone-beam Brain Imaging System using markers," *Cent. Eur. J. Eng.*, vol. 2, no. 3, pp. 369-382, 2012.

8. Y. Chen, "A New Methodology of Spatial Cross-Correlation Analysis," *PLoS ONE*, vol. 10, no. 5, 2015.

ОЦЕНКА РАЗДЕЛЕНИЯ СЕРЕБРОСОДЕРЖАЩЕЙ РУДЫ МЕСТОРОЖДЕНИЯ ОБОХА РЕНТГЕНОАБСОРБЦИОННЫМ МЕТОДОМ

Верховская Я.И., Саенко П.И., Маслов В.Н., Каишанов И.Е.

(АО «Инновационный центр «Буревестник»)

Аннотация

В статье приведено исследование серебросодержащей руды месторождения Обоха для технической оценки обогатимости методом рентгеноабсорбционной сепарации на минеральном сепараторе РГС-6А производства ИЦ «Буревестник». Установлено, что

позволяет уменьшить объемы добычи руды и существенно увеличить извлечение полезного продукта при переработке даже при невысоком содержании драгоценных металлов в исходной руде. Примером может служить деятельность компании Silver Bear Resources, которая нарастила добычу серебра в 2021 году на 22 % в Якутии за счет увеличения объемов переработки руды на 9 % при полном вводе технологического оборудования для рентгеноабсорбционной сепарации [5]. Silver Bear Resources Plc через свою дочернюю компанию АО «Прогноз» в 2021 году владел лицензиями на разработку ряда месторождений в рамках Мангазейского проекта в Кобяйском районе Якутии: Вертикальное, Нижний Эндыбал Северный и Южный Мангазейский и другие, рудопроявления которых характеризуются галенистовыми жилами и рудными зонами [6].

Таким образом, для оценки возможности извлечения полезного компонента серебряносодержащей руды на этапе предварительного обогащения на месторождении проведено исследование методом рентгеноабсорбционной сепарации, что позволит значительно сократить логистические издержки при перевозке руды.

Материалы и методы

Краткая характеристика рудопроявления месторождения Обоха.

Рудопроявление Обоха [7], относящееся к перспективной Томпо-Делиньинской серебряносной зоне, расположено в 18 км к северу от пос. Тополиный в Нижнеимнеканском рудном узле (бассейн руч. Обоха, левый приток р. Имнекан). В 30 км восточнее расположены богатые серебряные проявления Хачакчанское, Ночное, Холоднинское и др. В геологическом строении рудного узла принимают участие отложения, представленные чередованием аргиллитов, алевролитов и песчаников, смятых в линейную складку – Тальскую антиклиналь [8]. Основные рудолокализирующие структуры имеют северо-восточную ориентировку и субвертикальное падение, представлены минерализованными зонами дробления, брекчирования и смятия. Всего известно около двадцати минерализованных зон, несколько из них вскрыты единичными канавами. Зоны мощностью 5-28 м трассируются по простиранию высыпками и развалами кварц-карбонатного материала на 1,5-2 км. Протяженность наиболее детально изученной зоны «Ирника» составляет 1,5 км. Минерализованные зоны сложены кварц-карбонатными прожилками с серебряносulfосольной, реже галенистовой минерализацией с гнездами блеклой руды и пираргирита. Из вторичных минералов отмечаются малахит, азурит, церуссит и др. Общее содержание рудных минералов в прожилках до 60 %. Серебряносность блеклой руды меняется от 5,31 % до 11,54 % в существенно галенистовых рудах и от 21,14 до 23,92 % – в пираргиритовых [9]. Обобщенные данные основного минерального состава месторождения Обоха представлены в таблице 1.

Табл. 1. Основной минеральный состав месторождения Обоха [10].

Минерал	Химическая формула	Содержание серебра, %	Плотность, г/см ³
Аргентит (акантит)	Ag ₂ S	87,1	7,2-7,4
Миаргирит	AgSbS ₂	36,72	5,1-5,3
Пираргирит	Ag ₃ SbS ₃	59,76	5,77-5,86
Стефанит	Ag ₅ SbS ₄	68,3	6,24-6,32
Прустит	Ag ₃ AsS ₃	65,4-67,6	5,6
Полибазит	(Ag, Cu) ₁₆ Sb ₂ S ₁₁	62,1-74,9	6,27-6,33

Минерал	Химическая формула	Содержание серебра, %	Плотность, г/см ³
Штромейерит	CuAgS	53,0	6,15-6,3
Блеклые руды	(Cu ₁₊ , Ag) ₁₀ (Zn, Fe ₂₊ , Cu ₂₊ , (Cu ₁₊₊ Fe ₃₊)/2, Hg, Cd, Pb, Mn) ₂ (As, Sb) ₄ S ₁₃	до 23,92	5,05
Церуссит	(Pb,Ag)CO ₃	изоморфная примесь	6,56
Галенит	(Pb,Ag)S	изоморфная примесь	7,68
Кварц	SiO ₂	–	2,6-2,65
Лимонит	FeOOH·(Fe ₂ O ₃ ·nH ₂ O)	–	3,3-3,9
Азурит	Cu ₃ (CO ₃) ₂ (OH) ₂	–	3,76
Малахит	Cu ₂ CO ₃ (OH) ₂	–	4,3
Марматит, сфалерит	(Zn, Fe)S	–	3,9-4,1
Карбонат (преимущественно сидерит)	(Fe, Mg)CO ₃	–	3,96
Мусковит	KAl ₂ (Si ₃ Al)O ₁₀ (OH) ₂	–	2,76-3,10

Краткая характеристика исследуемой серебряносодержащей руды.

Предметом исследования являлась выборка серебряносодержащей руды в количестве 100 образцов класса крупности -50+20 мм, полученного после дробления и грохочения исходного материала технологической пробы Тех.2021-9, состоящей из двух частей:

1. Первая часть отобрана из рудной зоны Ирника, участок Восток. Материал отобран из канавы К-219, интервал 11,0-15,5 м. Средневзвешенное содержание серебра по бороздовым пробам в этом интервале составляет 21629 г/т (по данным опробования 2020 года). Высокое содержание серебра в интервале обусловлено наличием прожилков и линз мощностью до 5 см кварц-пираргиритовых и галенит-блеклорудно-пираргиритовых агрегатов. Проба отбиралась равномерно по всему интервалу. Ожидаемое содержание серебра 2000-3000 г/т.

2. Вторая часть отобрана из рудной зоны Александровская, участок Запад. Материал отобран из траншеи ТР-1, между линиями 7-9. Средневзвешенное содержание серебра по бороздовым пробам в этом интервале составляет 275 г/т (по данным опробования 2020 года). Среднее содержание серебра ожидается на уровне 800-1000 г/т, так как при отборе в пробу попало значительное количество галенит-блеклорудного прожилка.

Материал пробы: кварцевые песчаники, массивные, мелко-среднезернистые, серые, с кварц-карбонатным прожилкованием. Жильные минералы представлены в основном мусковитом и кварцем. Рудные минералы – галенит, блеклые руды (аргентотетраэдрит), пираргирит, церуссит, аргентит (акантит).

Краткая характеристика методов исследования серебряносодержащей руды.

На первом этапе исследования серебряносодержащей руды месторождения Обоха для каждого куса руды выполнен макроскопический анализ образцов для оценки минерального состава породы. Проведена оценка физических свойств – вес, плотность, цветовые характеристики. Далее выполнен рентгеноабсорбционный анализ на аппаратном комплексе

Полюс-В (рис. 2) производства ИЦ «Буревестник», включающий двухэнергетическую систему регистрации, для оценки размеров рентгеноплотных включений, их распределения и интенсивности поглощения рентгеновского излучения на рентгеновских изображениях с помощью программных пакетов X-View2, ImageJ_64. Также проведен сопоставительный анализ полученных результатов с теоретическими расчетами, полученными в программе ХОР 2.3. Далее проведен анализ с помощью разработанного алгоритма MD на программном обеспечении ИЦ «Буревестник» для обработки данных цифрового изображения образца руды.

Метод рентгеновской абсорбции, в англоязычной литературе известный как метод рентгеновской трансмиссии X-Ray Transmission (XRT-метод), не требует особой подготовки сырья в виде операций промывки и очистки поверхности кусков от грязи, пыли, шламовых пленок. Рентгеноабсорбионный метод является проникающим и позволяет распознавать в куске скрытую минерализацию (рис. 2).

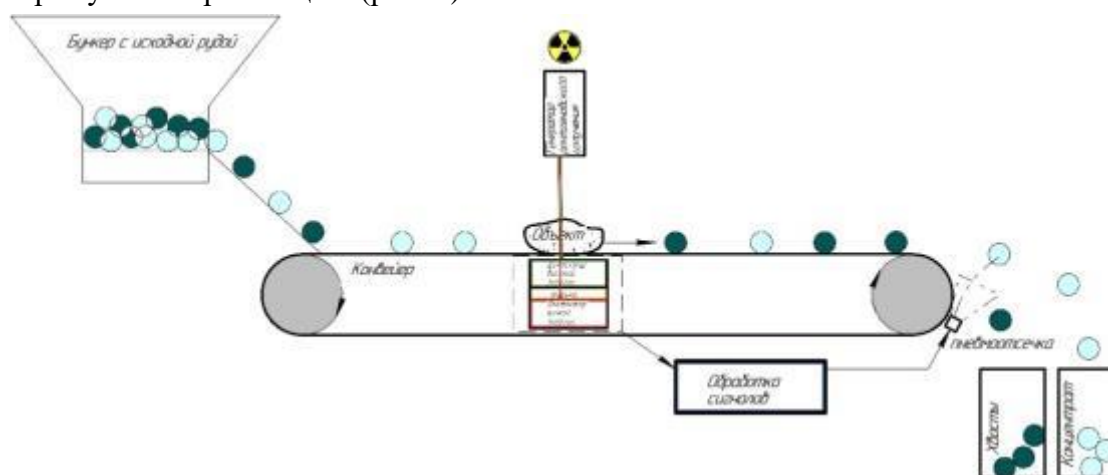


Рис. 2. Общий принцип работы рентгеноабсорбионного сепаратора.

В общем виде принцип работы рентгеноабсорбионного метода можно представить следующим образом: чем выше атомный номер элементов, входящих в состав минералов и горных пород, тем меньшее количество рентгеновских лучей пройдет сквозь данный материал. Величина ослабления интенсивности рентгеновского излучения материалом зависит от атомного номера вещества объекта, толщины куска и энергии квантов рентгеновского излучения.

Принцип регистрации и оценки при рентгеноабсорбионном анализе состоит в том, что регистрируется прошедшее рентгеновское излучение через куски минералов и горных пород на сцинтилляционном детекторе. Детектор преобразует энергию рентгеновского излучения, прошедшую сквозь куски руды, в импульсы тока, которые усиливаются и записываются регистрационной системой. Полученные результаты оцифровываются, переводятся в графический вид в виде растровых графических изображений (TIFF) в 256 градациях серого (RGB) с глубиной цвета 16 бит и обрабатываются программным обеспечением автоматизированной системы управления по специальному алгоритму, разработанному в ИЦ «Буревестник». Далее они сравниваются со значениями заданного порога разделения, после чего проводится анализ и расчет отношения площади полезного компонента к общей площади куска руды на рентгеновском изображении. В настоящем исследовании искомыми компонентами приняты аргентит (акантит), пираргирит, миаргирит,

стефанит, прустит, полибазит и блеклые руды, а также галенит и церуссит, т. к. минералы свинца содержат изоморфные примеси серебра.

На втором этапе исследования с целью выяснения особенностей изоморфных замещений в минералах и полуколичественного определения минерального состава проведен анализ проб методом рентгенодифракционного анализа на дифрактометре ДРОН-8 производства ИЦ «Буревестник». Результаты рентгенофазового анализа получены в виде соответствующих дифрактограмм, анализ которых выполнялся на программном обеспечении Crystallography and diffraction analysis, разработанном ИЦ «Буревестник». Далее проведен рентгенофлуоресцентный анализ образцов серебряносодержащей руды с пробоподготовкой на аппаратном комплексе энергодисперсионного спектрометра анализатора БРА-135 зав. № 1 производства ИЦ Буревестник на трех режимах работы для определения легких, средних и тяжелых химических элементов для уточнения химического состава.

На третьем этапе исследования проведен химический анализ для количественного определения основных химических элементов в пробах методом атомно-эмиссионной спектроскопии с индуктивно-связанной после мультикислотного разложения, а также для определения количественного содержания серебра в пробах, в которых по итогам АЭС выявлено аномальное содержание серебра, проведен пробирный анализ с гравиметрическим окончанием.

Результаты и обсуждения

На первом этапе проведен теоретический расчет интенсивности поглощения рентгеновского излучения для каждого минерала из таблицы 2 при двухэнергетическом детектировании, а также для получения сравнительной характеристики контрастности [11] полезных компонентов по отношению к вмещающим породам (рис. 3), которое рассчитывается как отношение интенсивностей поглощения рентгеновского излучения полезного продукта к вмещающей породе.

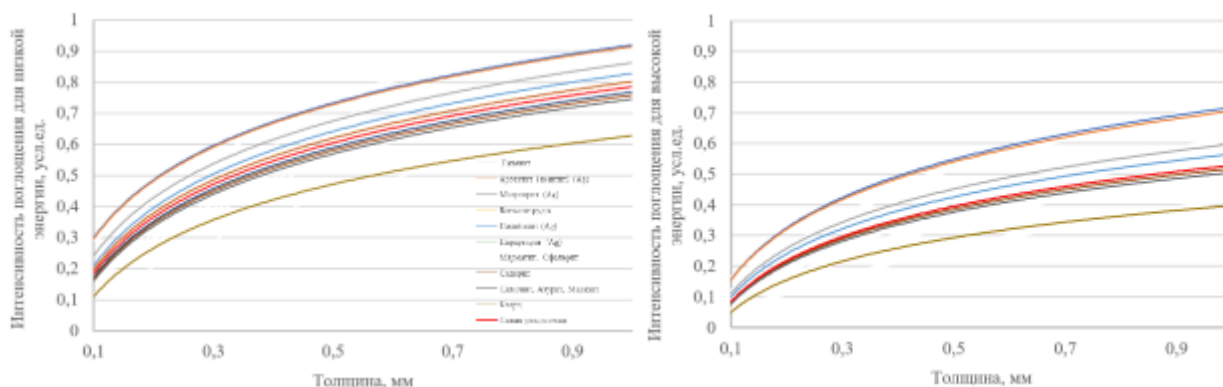


Рис. 3. Теоретические расчеты интенсивности поглощения рентгеновского излучения минералами серебряносодержащей руды.

Результаты расчета показали разделение минералов серебряносодержащих руд на две группы:

– Первая группа, включающая основные полезные компоненты: аргентит (акантит), полибазит, пираргирит, а также галенит, церуссит и блеклые руды.

– Вторая группа, включающая вмещающие породы: кварц, мусковит, марматит, сфалерит, сидерит, лимонит, азурит, малахит.

Таким образом, получена теоретическая оценка признака разделения по степени различия минералов основного компонента – первой группы – по отношению к минералам


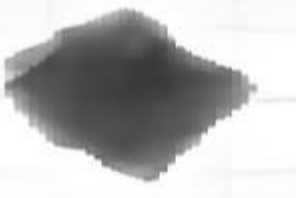
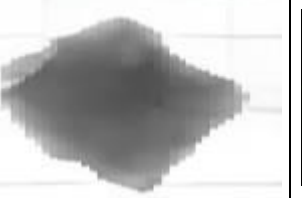
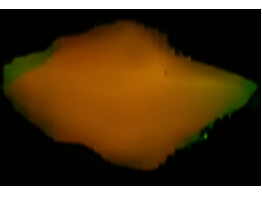
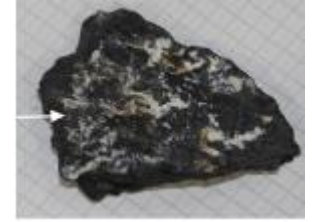

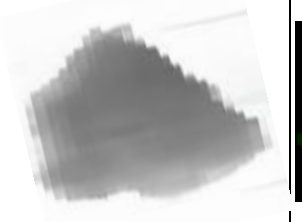
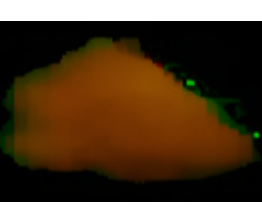



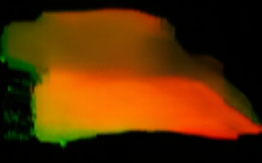



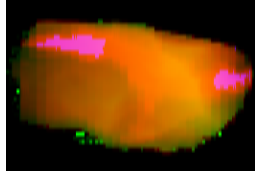
вмещающей породы – второй группы – при двухэнергетической системе регистрации прошедшего излучения через куски руды. Результаты, представленные в таблице 2, которые показали, что при двухэнергетической системе регистрации минимальным значением контрастности на низкой и высокой энергии, 24 % и 15 % соответственно, выявлено у полибазита и пираргирита по отношению к марматиту и сфалериту.

Табл. 2. Степень различия минералов основного компонента по отношению к минералам вмещающей породы при двухэнергетической системе регистрации прошедшего рентгеновского излучения.

		Энергии	Минералы основного компонента					
			Аргентит (акантит)	Миаргирит	Полибазит	Пираргирит	Блеклые руды	Галенит
Минералы вмещающих пород	Марматит, Сфалерит	на низкой энергии	55 %	37 %	24 %	24 %	23 %	57 %
		на высокой энергии	38 %	24 %	15 %	15 %	14 %	40 %
	Сидерит	на низкой энергии	57 %	40 %	27 %	27 %	26 %	59 %
		на высокой энергии	40 %	26 %	17 %	17 %	16 %	41 %
	Лимонит, Азурит, Малахит	на низкой энергии	59 %	43 %	31 %	31 %	29 %	61 %
		на высокой энергии	41 %	28 %	19 %	19 %	18 %	43 %
	Кварц	на низкой энергии	72 %	61 %	53 %	53 %	52 %	73 %
		на высокой энергии	52 %	41 %	34 %	34 %	34 %	54 %

С целью разработки признака разделения на первом этапе работы, а именно качественного и количественного разделения серебросодержащей руды по соотношению площадей полезного продукта и вмещающей породы, были отобраны представительные куски руды, на поверхности которых присутствуют различные минеральные разности, которые анализировались аппаратурой признака разделения. Отобраны образцы с наибольшей (образцы № 9 и № 23 с сульфидными минералами на поверхности куска) и наименьшей поглотительной способностью (образцы № 1 и № 2, представленные с типичной вмещающей породой). С применением этих образцов по методике и алгоритму, разработанному в ИЦ «Буревестник», разрабатывались признаки разделения для алгоритма MD, который позволяет идентифицировать включения сложных сульфидов (сульфосоли) минералов во вмещающей породе. Далее получены рентгенографические изображения образцов серебросодержащей руды с различным содержанием рентгеноплотных частиц (таблица 3): № 1 – 1,22 %, № 2 – 0,82 %, № 3 – 40,90 %, № 23 – 44,22 %.

Табл. 3. Фото и рентгенограммы представительных образцов выборки серебросодержащей руды месторождения «Обоха».

№ обр	Фото образцов	Рентгенографическое изображение		Результат обработки
		на канале низкой энергии	на канале высокой энергии	
1				
2				
9				
23				

Для оценки полуколичественного определения минерального состава образцов проведен анализ методом рентгенодифракционного анализа. Результаты измерений представлены в таблице 4.

Табл. 4. Результаты рентгенодифракционного анализа образцов серебросодержащей руды месторождения «Обоха».

Обр.	Минеральный состав		Содержание, масс. %	Содержание аморфной фазы, %
	Название	Формула		
23	Кварц	SiO_2	40	8
	Тетраэдрит	$(\text{Cu,Ag,Fe})_{12}\text{Sb}_4\text{S}_{13}$	29	
	Гетит	$(\text{Fe,Sn})\text{OOH}$	23	
	Галенит	$\text{Pb}(\text{S,Se})$	1,5	
	Мусковит	$\text{KA}_2[\text{Si}_3\text{Al}]\text{O}_{10}(\text{OH})_2$	6,5	
9	Кварц	SiO_2	42	15
	Церуссит	PbCO_3	6,5	
	Тетраэдрит	$(\text{Cu,Ag,Fe})_{12}\text{Sb}_4\text{S}_{13}$	1,5	
	Гетит	$(\text{Fe,Sn})\text{OOH}$	14	
	Галенит	$\text{Pb}(\text{S,Se})$	1,5	
	Мусковит	$\text{KA}_2[\text{Si}_3\text{Al}]\text{O}_{10}(\text{OH})_2$	33,5	

Обр.	Минеральный состав		Содержание,	Содержание аморфной
2	Кварц	SiO ₂	55	13
	Анкерит	Ca(Fe,Mg,Mn)(CO ₃) ₂	8,5	
	Тетраэдрит	(Cu,Ag,Fe) ₁₂ Sb ₄ S ₁₃	следы	
	Пирит	FeS ₂	0,5	
	Мусковит	KAl ₂ [Si ₃ Al]O ₁₀ (OH) ₂	35,5	
1	Кварц	SiO ₂	63	13
	Тетраэдрит	(Cu,Ag,Fe) ₁₂ Sb ₄ S ₁₃	0,2	
	Гетит	(Fe,Sn)OOH	2,5	
	Каолинит	Al ₂ Si ₂ O ₅ (OH) ₄	2,3	
	Мусковит	KAl ₂ [Si ₃ Al]O ₁₀ (OH) ₂	32	

Полученные результаты полуколичественного рентгенодифракционного анализа подтверждают, что в образцах № 9 и № 23 присутствуют свыше 5 масс. % включений рудной минерализации, включающей в себя минералы, отнесенные к первой группе (галенит, церуссит, блеклые руды), имеющих высокую рентгеноплотность, а в образцах № 1 и № 2 – менее 1 масс. %. При этом минеральные включения второй группы (кварц, мусковит, лимонит, карботаты), с низкой рентгеноплотностью, преобладают в большем количестве в образцах № 1 и № 2, что естественно, так как вмещающие породы в основном представлены именно ими. Таким образом, подтвержден признак – рудная минерализация свыше 5 масс. % – который является благоприятным фактором для надежного их выделения АСУ сепаратора.

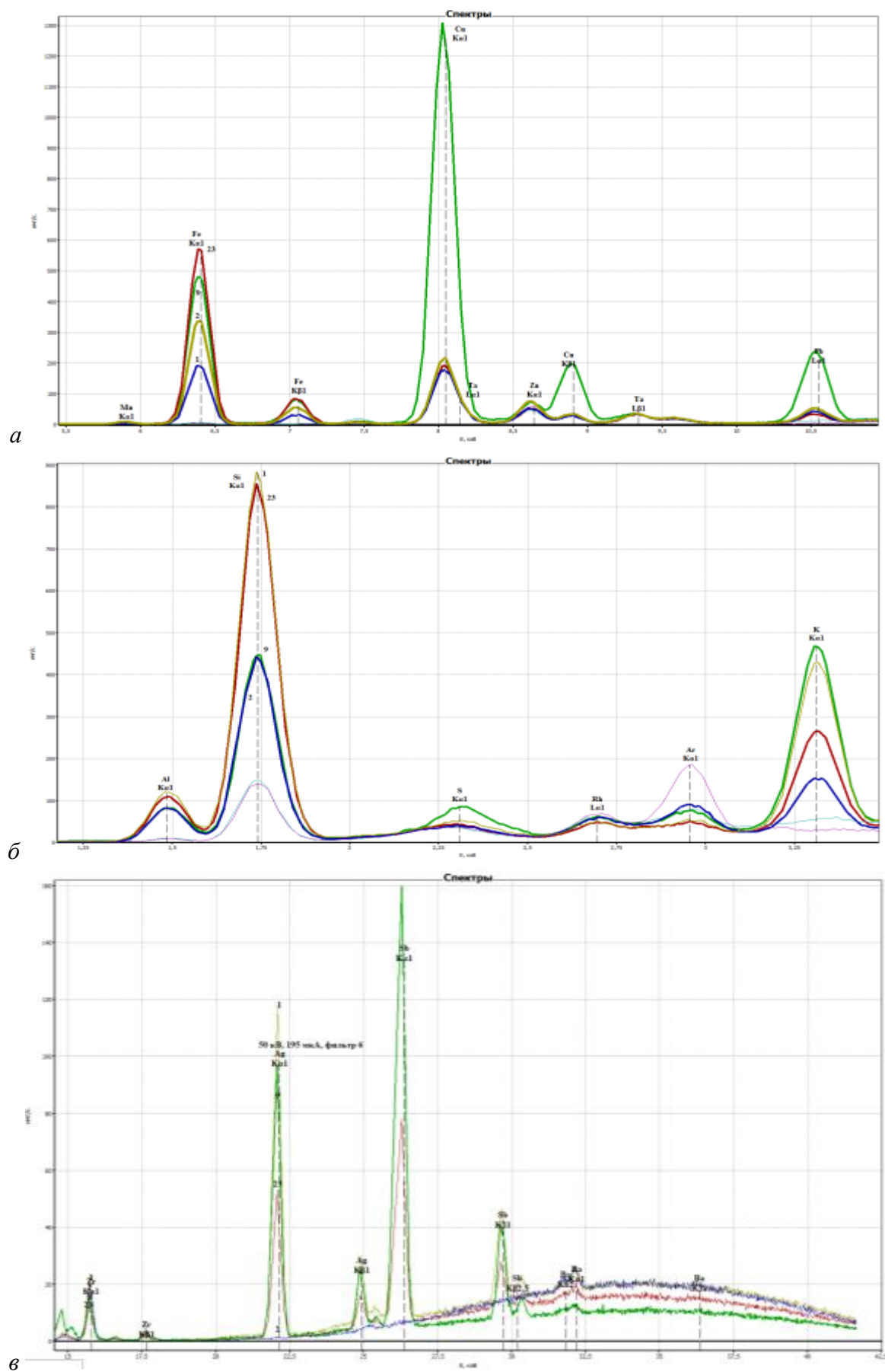
С целью качественного определения в серебросодержащей руде тяжелых химических элементов с атомной массой свыше 50, которые оказывают значительное влияние при рентгеноабсорбционной сепарации, проведен рентгенофлуоресцентный анализ, результаты которого представлены на рис. 4.

По результатам рентгенофлуоресцентного анализа выделены такие химические элементы, как алюминий, кремний, сера, калий, кальций, железо, медь, цинк, свинец, серебро, олово, сурьма, при этом в образцах № 1 и № 9 выявлена большая доля тяжелых химических элементов.

Таким образом, в образце № 1 по результатам рентгенофлуоресцентного анализа выявлены высокие значения серебра, которое по данным рентгенодифракционного анализа входит в состав блеклой руды (аргентотетраэдрит) с масс. % до 0,2, при этом по результатам рентгеноабсорбционного анализа общая совокупность рентгеноплотных минеральных включений составила до 1,2 % от общей площади в проекции, включающих тетраэдрит и гетит.

Образец № 2 является типичным представителем вмещающей породы с общей долей рентгеноплотных включений до 0,85 % от общего объема, которые представлены тетраэдритом и пиритом.

В образце № 9 по результатам рентгенофлуоресцентного анализа выявлено наибольшее количество тяжелых химических элементов – свинцом, сурьмой, медью и серебром, которые по результатам рентгенодифракционного анализа представлены церусситом, блеклой рудой, галенитом и гетитом с общим масс. % до 23,5, по результатам рентгеноабсорбционного анализа площадь проекции рентгеноплотных минеральных включений составила до 40,9 %.



По результатам рентгенофлуоресцентного анализа образец № 23 содержит такие тяжелые химические элементы, как железо, сурьма, свинец, серебро, входящие в состав рентгеноплотных минералов (тетраэдрит, гетит и галенит) с общей площадью проекции до 44,22 % по данным рентгеноабсорбционного анализа.

Для количественного анализа основных химических элементов проведены измерения 94 образцов серебрясодержащей руды методом атомно-эмиссионной спектроскопии с индуктивно связанной плазмой, по результатам которой выявилось 24,4 % образцов с высоким содержанием серебра (более 100 ppm). Результаты представлены на рис. 5.

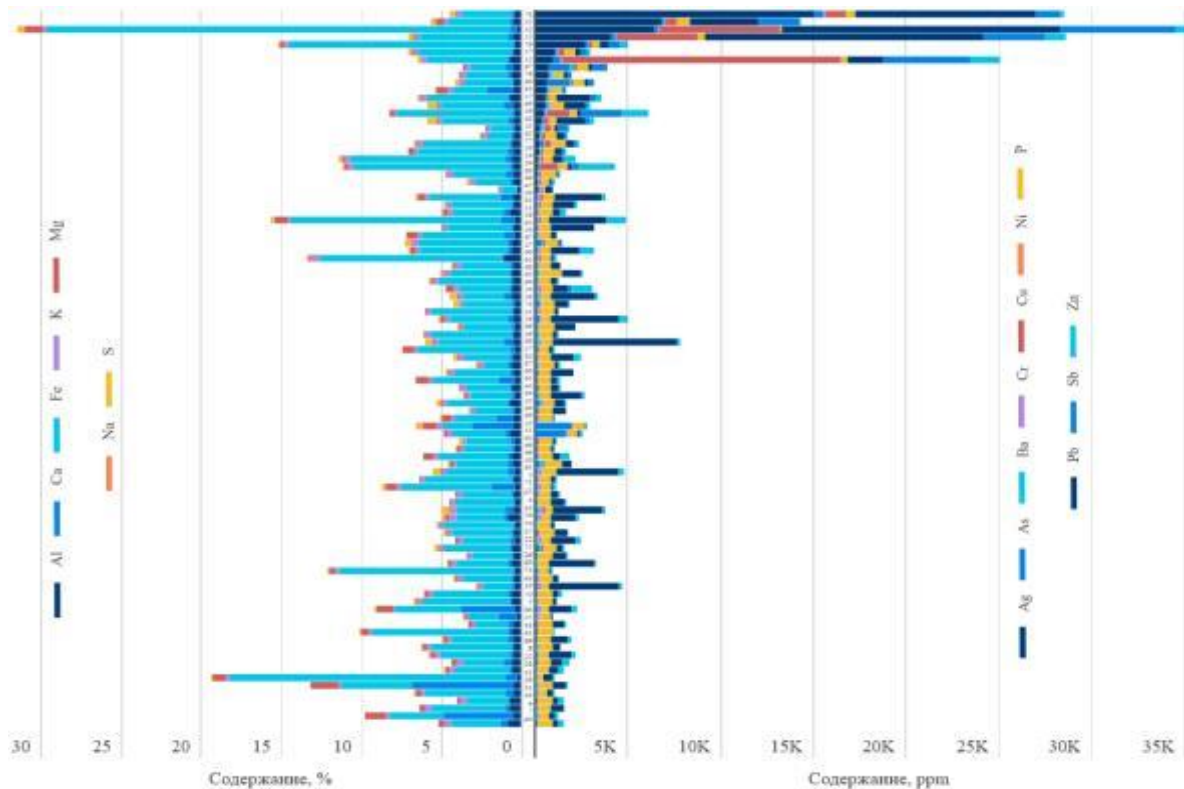


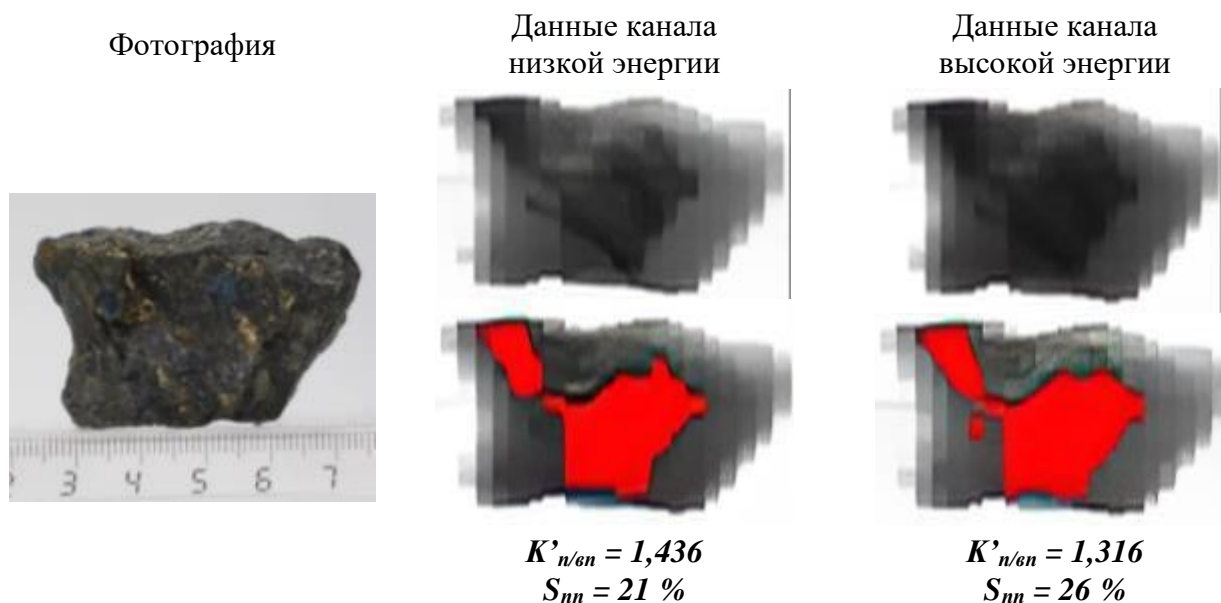
Рис. 5. Результаты количественного состава химических элементов в пробах серебрясодержащей руды, полученных методом АЭС с индуктивно связанной плазмой.

Далее проведен анализ корреляционных связей серебра с прочими компонентами остальных кусков выборки, что также свидетельствует о связи серебра со свинцом, который представлен галенитом ($R = 0,72$), и сурьмой, представленной тетраэдритом ($R = 0,65$).

Для образцов, у которых по результатам АЭС выявлено наименьшее и наибольшее содержание серебра, проведен анализ показателя контрастности ($K'_{н/л}$) как отношение интенсивностей поглощения рентгеновского излучения полезным продуктом к интенсивности поглощения вмещающей породы. Результаты расчета в программном обеспечении ImageJ представлены на рис. 6.

Проведено изучение обогатимости серебрясодержащих руд методом рентгеноабсорбционной сепарации и эффективности разработанного признака разделения, которое определяется как максимум средневзвешенного отклонения содержания серебра во фракциях [10], полученных путем последовательной группировки кусков, расположенных в порядке возрастания признака разделения, от среднего содержания ценного компонента в руде, а эффективность признака разделения рассчитывается как отношение показателя признака разделения к показателю контрастности.

Образец № 13 с высоким содержанием серебра, MD = 30,10



Образец № 8 с очень низким содержанием серебра, MD = 4,04

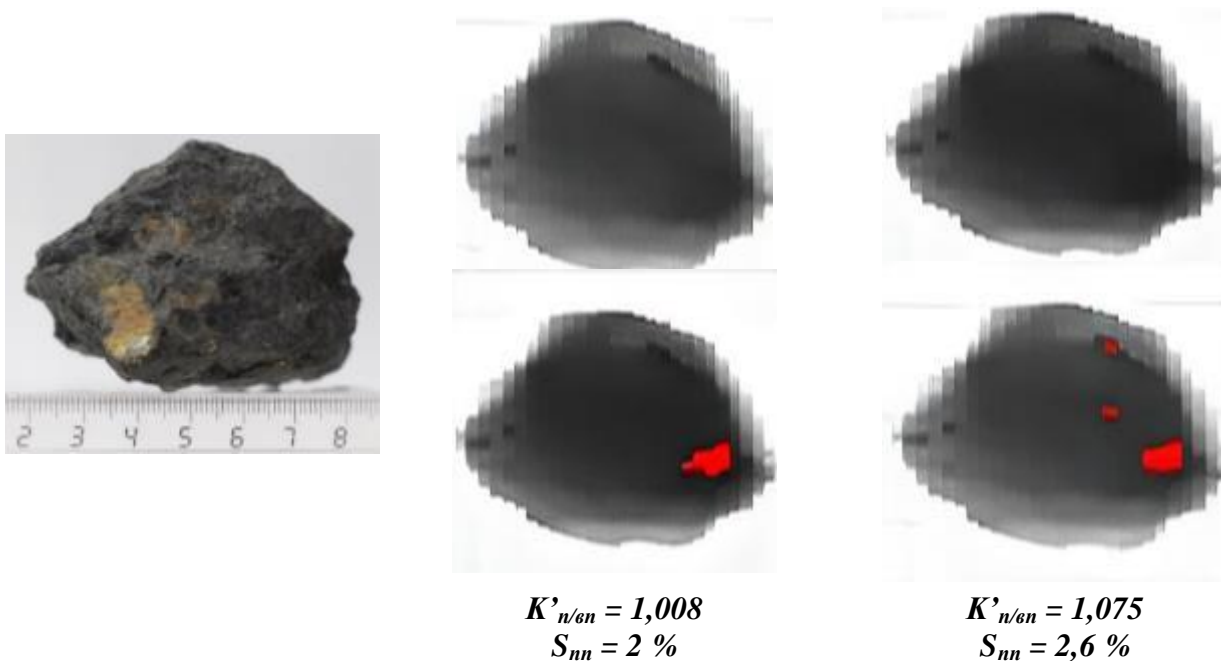


Рис. 6. Образцы с высоким и с очень низким содержанием серебра.

Фракционирование выборки образцов по параметру признака разделения MD показало потенциальную возможность получения 52,1 % отвальных хвостов, содержащих 66,3 г/т серебра при потерях с ними 9,1 % Ag. При этом концентрат содержит 721 г/т серебра. Значение параметра признака разделения, при котором происходит разделение на концентрат и хвосты, составило 1,91. Значение показателя признака разделения составило 1,44, значение эффективности признака разделения, рассчитанное как отношение показателя признака разделения к показателю контрастности, составило 0,88. Отмечается, что некоторая часть серебра теряется во фракциях с низким граничным значением MD, что связано, по-видимому, с попаданием в них кусков с тонкими включениями галенита и тетраэдрита, неидентифицируемыми системой детектирования сепаратора. Содержание серы и железа также растут с возрастанием MD, что объясняется присутствием серы в минералах-индикаторах серебра.

Для оценки эффективности признака MD было принято решение рассчитать выход и количество кусков, ошибочно попавших в концентрат и хвосты. В качестве порогового значения содержания серебра было выбрано пороговое значение содержания, рассчитанное как 3,2-525 г/т Ag.

Анализ эффективности разделения выборки показал, что при разделении с использованием признака MD доля ложных кусков в хвостах составила 5,77 %, при этом количественно выход истинных хвостов при использовании признака MD составляет 59,04 %. Это также свидетельствует о высокой эффективности признака разделения MD.

Заключение

Объектом исследования являлась выборка в количестве 100 образцов, отобранных от технологической пробы Тех.2021-9. Выборка отбиралась от класса крупности -50+20 мм, полученного после дробления и грохочения исходного материала пробы Тех.2021-9.

Фракционирование выборки по содержанию серебра показало потенциальную возможность получения 91 % отвальных хвостов, содержащих 40,7 г/т Ag при потерях с ними 9,7 % Ag. При этом концентрат содержит 3791,53 г/т Ag, он обогащен в 10 раз по сравнению с исходной выборкой. Выборка особоконтрастна по содержанию Ag, значение показателя контрастности составило 1,64.

С целью разработки признака разделения были отобраны образцы с наибольшей и наименьшей рентгеноабсорбционной способностью. С применением этих образцов по методике и алгоритму, разработанному в ИЦ «Буревестник», разрабатывался признак разделения для идентификации включений минералов сложных сульфидов (сульфосоли) и вмещающих пород. Дополнительно проведенными РФА и РД измерениями установлено, что образцы с наибольшей поглощательной способностью имеют в своем составе железо, медь, сурьму и свинец, входящих в состав галенита и тетраэдрита, которые являются минералами-индикаторами серебра. Это подтверждается анализом корреляционных связей серебра со свинцом, который представлен галенитом ($R = 0,72$), и сурьмой, представленной аргентотетраэдритом ($R = 0,65$).

Фракционирование выборки образцов показало потенциальную возможность получения 52,1 % отвальных хвостов, содержащих 66,3 г/т серебра при потерях с ними 9,1 % Ag. При этом концентрат содержит 721 г/т серебра. Значение параметра признака разделения, при котором происходит разделение на концентрат и хвосты, составило 1,91. Значение показателя признака разделения составило 1,44, значение эффективности признака разделения, рассчитанное как отношение показателя признака разделения к показателю контрастности, составило 0,88.

Количественный анализ эффективности разделения выборки показал, что при разделении доля концентратных кусков в хвостах составила 5,77 %, что также свидетельствует о высокой эффективности признака разделения, которым является рентгеноабсорбционный метод.

Таким образом, с учетом полученных результатов исследования серебряносодержащей руды месторождения Обоха, рентгеноабсорбционный метод сепарации, реализованный на минеральном сепараторе РГС-6А производительностью до 160 т/ч с возможностью загрузки кусков руды от 10 до 100 мм производства ИЦ «Буревестник», позволяет существенно увеличить показатели извлечения полезного компонента на этапе предварительного обогащения исходной руды за счет включения его в цепочку технологического процесса.

Литература.

1. Роснедра, Минприроды России Серебро [В Интернете] // Государственный доклад о состоянии и использовании минерально-сырьевых ресурсов Российской Федерации в 2021 году. – 2022 г. – 01 06 2023 г. – <https://gd2021.data-geo.ru/pmd/ag/>
2. Роснедра Государственный реестр участков недр, предоставленных в пользование, и лицензий на пользование недрами [В Интернете] // Государственный реестр участков недр, предоставленных в пользование, и лицензий на пользование недрами. – 02 10 2023 г. – 02 10 2023 г. – <https://rfgf.ru/ReestrLic/>
3. Минприроды России Разведка и добыча: Александр Козлов обсудил с Айсенем Николаевым развитие отрасли недропользования в Якутии [В Интернете]. – 19 04 2023 г. – 01 06 2023 г. – https://mnr.gov.ru/press/news/razvedka_i_dobycha_aleksandr_kozlov_obsudil_s_aysenom_nikolae_vym_razvitie_otrasli_nedropolzovaniya_v/?sphrase_id=641490
4. Take-profit.org РОСТ ГОРНОДОБЫВАЮЩЕЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ В РОССИИ [В Интернете] // Биржевой портал № 1. – 2023 г. – 21 09 2023 г. – <https://take-profit.org/statistics/mining-production/russia/>
5. Silver Bear Resources Финансовые отчеты [В Интернете] // Silver Bear Resources. – 2023 г. – 21 09 2023 г. – <https://silverbearresources.com/investors/financial-reports/>
6. ГУП Сахагеоинформ Silver Bear Resources нарастил добычу серебра на 22 % в Якутии [В Интернете] // Геологический информационный фонд Якутии. – ГУП Сахагеоинформ, 12 04 2021 г. – 21 09 2023 г. – <http://ginfors.ru/geonews/russianews/505-silver-bear-resources-narastil-dobychu-serebra-na-22-v-yakutii.html>
7. Роснедра Карточка объекта № 98-20-2282. Проект работ по геологическому изучению недр [В Интернете] // Государственный реестр работ по геологическому изучению недр. – 2023 г. – 15 05 2023 г. – <https://rfgf.ru/ReestrLicPage/348624>
8. Костин А.В. и Денисов Г.В. Крупные благороднометалльные рудно-магматические системы Западного Верхоянья [Журнал]. – [б.м.]: Отечественная геология, 2007 г. – 5. – С. 17-25.
9. Костин А.В. [и др.] Проявление Обоха – новый сереброрудный объект мирового класса Восточной Якутии [Журнал]. – [б.м.]: Отечественная геология, 2012 г. – 5. – С. 21-27.
10. ФГУ ГКЗ Методические рекомендации по применению Классификации запасов месторождений [Книга]. – Москва: [б.н.], 2007.
11. Изучение гранулометрического состава и контрастности полезных ископаемых для оценки возможности их обогащения с помощью радиометрических методов. Методические рекомендации. М., НСОМТИ Мингео СССР, 1978.

ДВУХЭНЕРГЕТИЧЕСКАЯ КТ БЕРИЛЛСОДЕРЖАЩЕЙ РУДЫ

***Комарский А.А., Креницин В.В., Пономарев А.В., Чепусов А.С., Красный О.Д.,
Корженевский Н.С. (ИЭФ УрО РАН)***

Двухэнергетическая КТ, также известная как спектральная КТ, представляет собой метод компьютерной томографии, в котором используются два отдельных энергетических спектра рентгеновских фотонов, что позволяет исследовать материалы, которые имеют

отличающиеся свойства поглощения рентгеновского излучения при разных энергиях. В подавляющем большинстве случаев двухэнергетическая КТ применяется в медицине [1]. Двухэнергетическая компьютерная томография используется для диагностики различных заболеваний, таких как легочная эмболия, камни в почках и подагра. Кроме того, она имеет потенциальные применения в оценке рака и сердечно-сосудистых заболеваний. В целом, двухэнергетическая компьютерная томография является ценным инструментом в медицинской диагностике с широким спектром применения.

Двухэнергетическая компьютерная томография имеет некоторые ограничения, включая увеличенное излучение по сравнению с обычной КТ, интерпретация изображений двухэнергетической КТ требует специализированного обучения и опыта. Для повышения информативности, как и при одноэнергетической КТ, вводятся контрастные вещества. Несмотря на сложность проведения и интерпретации двухэнергетической КТ, информативность данного метода явно выше, чем в случае одноэнергетической КТ.

Применение двухэнергетической КТ не ограничивается только медицинской диагностикой. Данный метод может быть эффективен при исследовании образцов горных пород, в которых содержатся вещества с близким составом и близкими рентгенопоглощающими свойствами [2]. В данной работе исследуются образцы берилла в мусковите с помощью метода двухэнергетической КТ. Ранее в своих работах мы рассмотрели выбор оптимальных энергий и провели двухэнергетические преобразования однопроекционных рентгеновских изображений для сростков берилла с мусковитом [3, 4]. На рис. 1 представлена зависимость поглощения рентгеновского излучения I/I_0 от энергии в частицах берилла и мусковита с толщиной 2 мм и 10 мм.

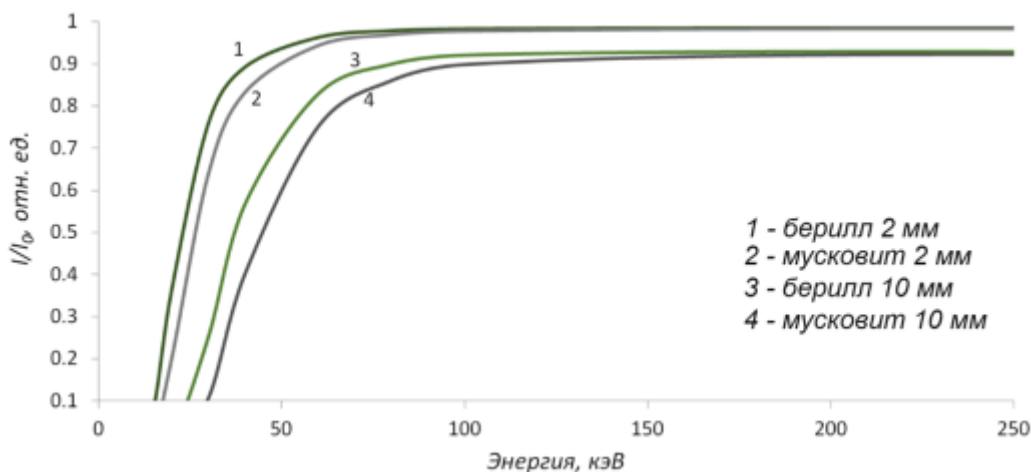


Рис. 1. Зависимость поглощения рентгеновского излучения в берилле и мусковите разной толщины от энергии излучения.

Как видно из графиков, из-за близких плотностей и коэффициентов массового поглощения кривые имеют слабые отличия. На практике при перепаде толщин выделение берилла на фоне мусковита – очень сложная задача, в абсолютных значениях гораздо сложнее, чем детектирование алмазов в кимберлите.

Технологии получения наборов данных проекционных изображений в двух энергетических спектрах могут варьироваться, они связаны с выбором источника или источников излучения, детекторов, а также фильтров. В данной работе применяется импульсный источник излучения с пиковым напряжением 300 кВ, ток достигает 240 А.

Как показано ранее в наших работах, это оптимальное напряжение для исследования берилла и мусковита толщиной до 50 мм. Изменение спектрального состава излучения осуществляется за счет применения медных фильтров. Метод достаточно эффективный, т. к. в тормозном спектре излучения доля квантов с энергиями около 40-60 кэВ максимальна, а медный фильтр в значительной степени поглощает кванты с этой энергией, что приводит к смещению максимальной интенсивности в спектре к энергиям около 120 кэВ.

Объект исследования, в частности частицы берилла и мусковита, помещены в цилиндрическую форму диаметром 30 мм и смешаны с помолом мусковита, фракционный состав которого от 0,1 до 1 мм. Образец установлен на шаговом двигателе, за один шаг совершается поворот на 1,8 градуса. У выходного окна рентгеновского источника установлен медный фильтр, управление которым осуществляется удаленно. При каждом угле поворота получено две проекции: с фильтром и без фильтра. Это позволяет избежать смещение объекта, что может возникнуть в случае, если снять все проекции сначала при одном спектре, затем при другом. Важно избегать смещения, т. к. производится попиксельное сведение при двухэнергетической обработке изображений.

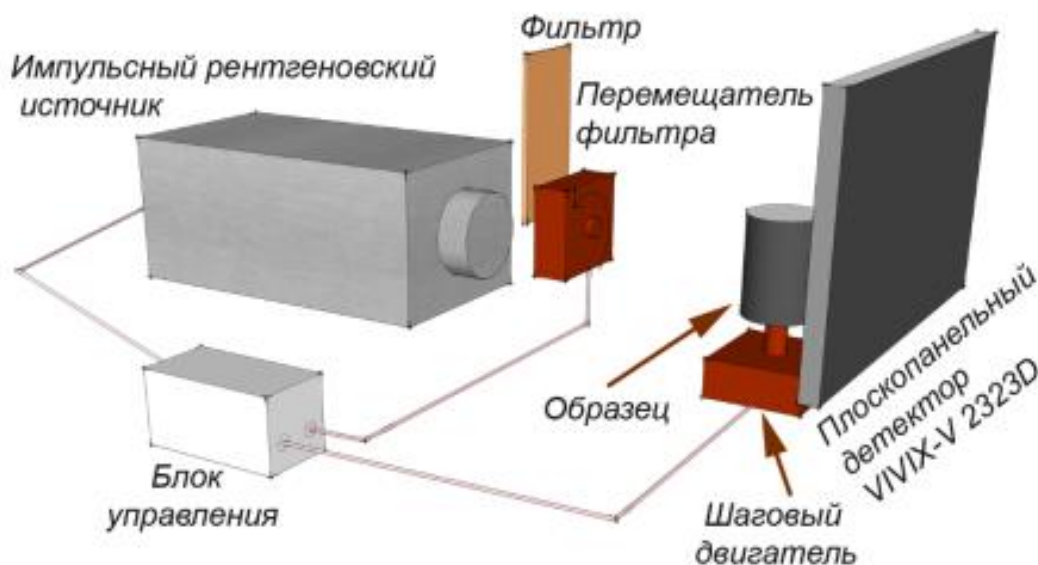


Рис. 2. Схема эксперимента.

Образцы подготовлены таким образом, чтобы, во-первых, получить излучение более однородного состава при прохождении через образец, а во-вторых, чтобы получить мусковит разной плотностью, т. к. плотность помола существенно меньше, чем у природного мусковита. На рис. 3, а и 3, б показаны КТ срезы, полученные при разных спектрах. Восстановление срезов получено методом обратной проекции с фильтрацией (FBP) на языке Python. Из данных срезов видно, что кусочки мусковита, обозначенные «М», по плотности отличаются от крошки из того же мусковита, но кусок берилла, обозначенный «Б», практически сливается с крошкой из мусковита на рис. 3, а и практически не отличается от кусочков мусковита по яркости на рис. 3, б.

Срез, полученный в результате двухэнергетических преобразований данных изображений, приведен на рис. 3, в. Алгоритм преобразования также реализован на языке Python, функции преобразования подобраны под исследуемые материалы.

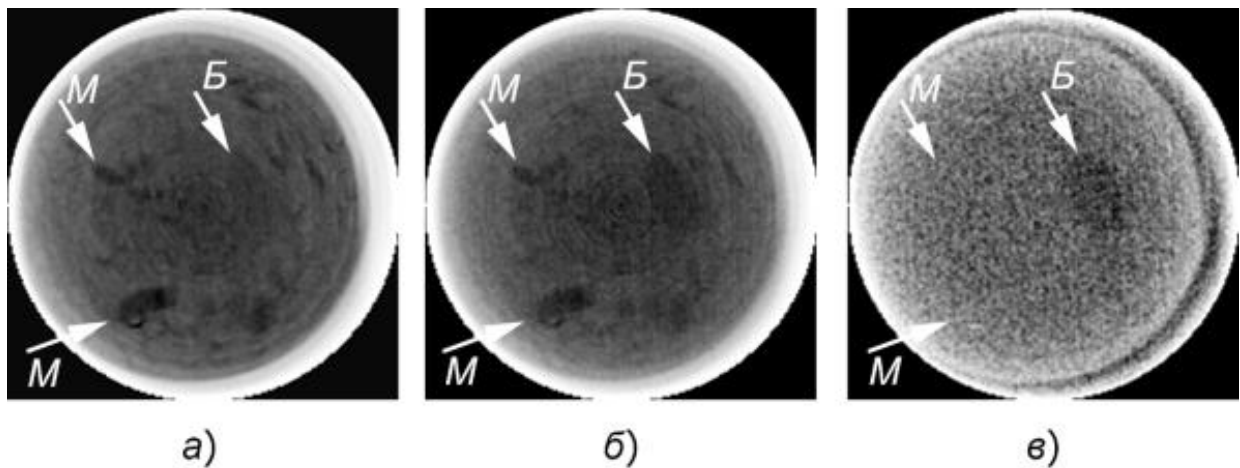


Рис. 3. Срезы частиц мусковита «М» и берилла «Б» в помоле мусковита, полученные при:
 а) полном спектре излучения; б) излучении, прошедшем через медный фильтр;
 в) двухэнергетической обработке.

Как можно увидеть, двухэнергетическое преобразование позволило однозначно выделить берилл, а мусковит с разной плотностью приобретает равномерный фон.

Подбор правильных энергий излучения и алгоритмов двухэнергетической обработки могут позволить производить выделение веществ определенного состава среди близких по рентгенопоглощающим свойствам практически вне зависимости от плотности. В данной работе это успешно применено к образцам берилла и мусковита.

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

Литература.

1. Двухэнергетическая Компьютерная Томография: Новые Горизонты В Медицинской Визуализации / Облобердиева П.О., Отакулов З.Ш. // CENTRAL ASIAN JOURNAL OF MEDICAL AND NATURAL SCIENCES 04(03), 2023, pp. 762-776.
2. Detection of enclosed diamonds using dual energy X-ray imaging / Firsching M., Nachtrab F., Muhlbauer J., Uhlmann N. // 18th World conference on Nondestructive Testing, 16-20 April 2012, Durban, South Africa, pp. 1-7.
3. Исследование берилла, скрытого в слюдите, при энергии рентгеновского излучения до 600 кэВ на КТ срезах / Комарский А.А., Пономарев А.В., Корженевский С.Р. // IX Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2022, с. 36-40.
4. Dual-Energy Processing of X-ray Images of Beryl in Muscovite Obtained Using Pulsed X-ray Sources / Komrskiy A., Korzhenevskiy S., Ponomarev A., Chepusov A. // Sensors, 2023, 23(9), 4393.

СНИЖЕНИЕ ВЛИЯНИЯ КРАЕВЫХ ЭФФЕКТОВ ПРИ ТОМОГРАФИЧЕСКОМ ВОССТАНОВЛЕНИИ ЗА СЧЕТ ЗАСЫПКИ ИССЛЕДУЕМОГО ОБРАЗЦА НА ПРИМЕРЕ БЕРИЛЛОСОДЕРЖАЩЕЙ РУДЫ

Криницин В.В., Комарский А.А., Чепусов А.С., Корженевский С.Р. (ИЭФ УрО РАН)

При облучении рентгеновским излучением минералов на получаемых рентгенограммах на краях исследуемых объектов возникают сильно выраженные краевые эффекты – зоны теней и сильных затемнений с очень небольшой разницей в яркости для отдельных граней и контуров минерала. Это мешает однозначно восстановить и рассмотреть строение исследуемых образцов в выбранной плоскости. К тому же искажениям при томографическом восстановлении способствуют ограниченные разрешение и физическая точность рентгенографических детекторов:

1) количество уровней сигнала от минимального до максимально разрешимого детектором, как правило, в большинстве случаев составляют 2^{14} - 2^{16} , то есть 14-16 бит;

2) минимальный размер пикселя детектора ограничен технологией производства матрицы приемника.

Из-за этого становится сложно анализировать результаты томографической реконструкции (картину поперечных срезов изображений), так как на восстановленных изображениях сливаются воедино очертания минерала и окружающей его породы – разница в яркости на исходных рентгенограммах минимальна.

Для решения проблемы выделения полезной информации на изображении разработан и применяется ряд методов, в числе которых применение для зондирования образца нескольких спектров [1], предобработка адаптивными фильтрами синограмм, полученных в условиях недостатка фотонов [2, 3], а также различные алгебраические подходы к алгоритму восстановления картины срезов [4, 5].

Любые программные вычисления при томографической реконструкции основываются на исходных данных – рентгенограммах, полученных от приемника излучения. И чем четче будут исходные изображения, чем шире будет их динамический диапазон, то есть разница между самым темным и самым светлым пикселем на фото, а также чем больше будет количество оттенков на изображении, тем лучше будут различаться контуры и форма исследуемого образца при восстановлении картины поперечных срезов.

В нашей лаборатории найден механический способ увеличения динамического диапазона рентгенограмм. Суть предлагаемого метода состоит в окружении исследуемого образца слоем засыпки с размерами частичек порядка 0,1-1,0 мм. Засыпкой может служить песок, измельченный мусковит и т. п. с плотностью близкой к плотности исследуемого объекта, в нашем случае 2-3 г/см³. На рис. 1 схематично изображена исследовательская установка, а на рис. 2 представлен спектр импульсного источника рентгеновского излучения, которым облучается исследуемый объект.

В спектре представлен широкий диапазон энергий, меньших основной энергии излучения. Для томографического восстановления методом обратного преобразования Радона важно, чтобы энергия поглощалась в толще исследуемого образца пропорционально его толщине, то есть в прямой зависимости от пройденного лучом расстояния.

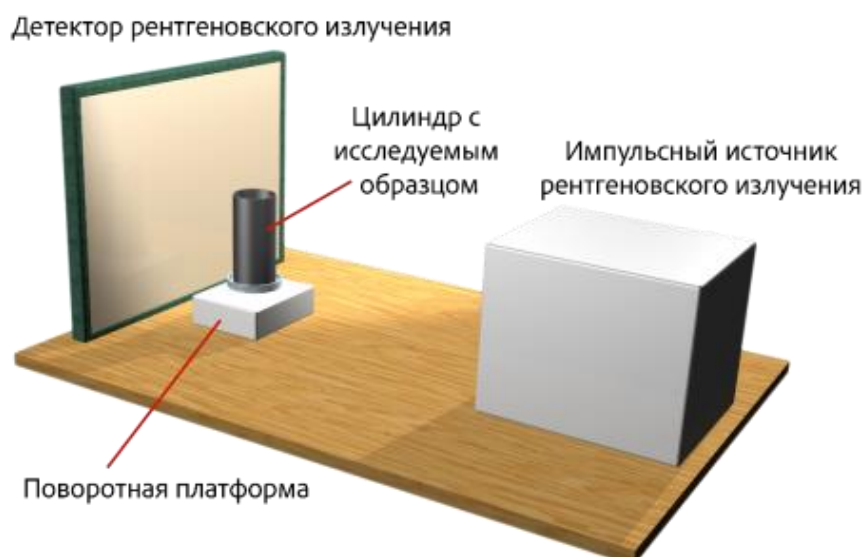


Рис. 1. Схема исследовательской установки.

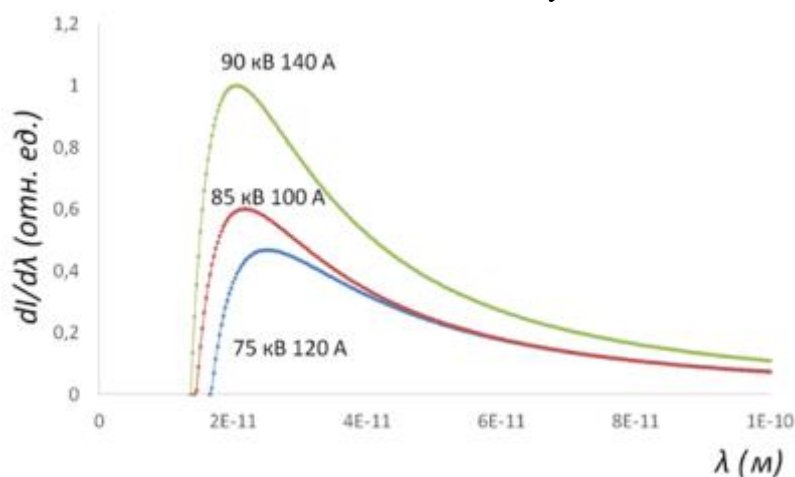


Рис. 2. Спектральный состав излучения импульсного рентгеновского источника на примере трех дискретных значений токов и напряжений, усредненных на интервале в 0,04 нс.

При этом в идеальном случае иметь вообще моноэнергетический пучок электронов, чего по техническим причинам добиться невозможно – всегда испускается спектр частот.

При облучении образца рентгеновским излучением с энергиями до 100 кэВ сквозь него пройдет весь спектр частот, низшие из которых рассеятся на краях образца, исказив картину на приемнике. Например, при энергии излучения в 90 кэВ через образец пройдут частоты примерно от 30 до 90 кэВ. Если же поставить на пути до образца «заслон» в виде равномерной засыпки со всех сторон, то относительно рентгеновского луча толщина исследуемого объекта увеличится на толщину засыпки. И уже засыпка будет выступать дополнительным фильтром для излучения, который будет обрезать частоты на подступах к объекту (на краях или рваных объекта).

На рис. 3 представлены сравнительные исходные фото (рентгенограммы) образца породы мусковита с вкраплением берилла, полученные от приемника рентгеновского излучения VIVIX-V 2323D для случая непосредственного облучения и облучения через фильтр засыпки из измельченного мусковита. Приведенные изображения обработаны в фоторедакторе Adobe Photoshop с высветлением картины до уровня различия деталей. Максимальная энергия рентгеновского излучения в обоих случаях равна 90 кэВ.

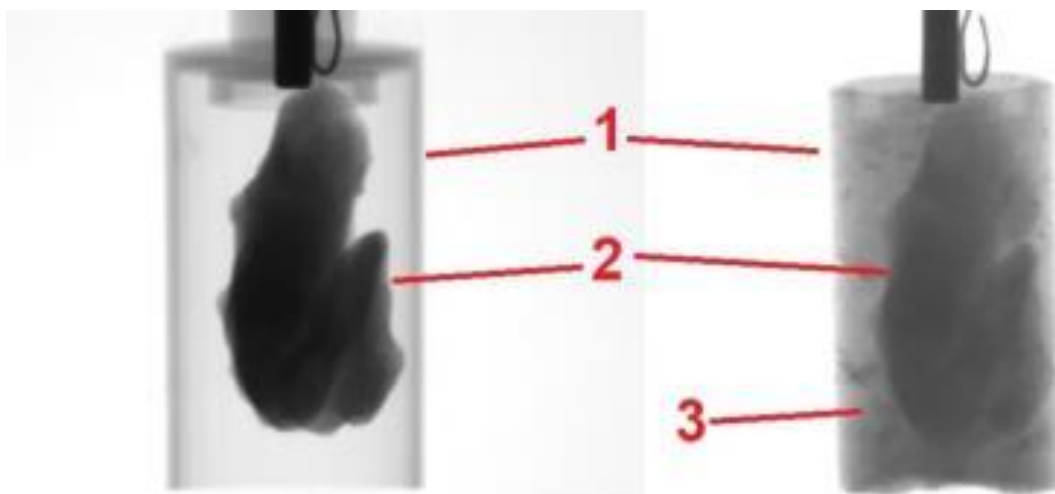


Рис. 3. Образец берилла, установленный в поворотный цилиндр без засыпки (слева) и с засыпкой (справа). Цифрами обозначены: 1 – поворотный стакан; 2 – берилл; 3 – засыпка.

А на рис. 4 приведены восстановленные обратным преобразованием Радона картины срезов для одних и тех же слоев объекта. На изображениях различимы контуры образца и видны темные зоны краевых эффектов – поглощения излучения на краях объекта. Приведенные изображения высветлены в фоторедакторе Adobe Photoshop с целью максимальной различимости деталей – исходные изображения были темными.

Никаких фильтров, как математических, так и стандартных для фоторедактора, к изображениям не применено. Все картины срезов восстановлены из 42 исходных изображений, полученных при последовательном повороте образцов на 7,2 градуса (от 0° до $295,2^\circ$).

В результате можно сделать вывод, что при засыпании образца слоем измельченной пустой породы на краях исследуемого объекта уже не будет наблюдаться таких искажений, как без засыпки, потому что относительно рентгеновских лучей объект будет являться центром исследуемого монолита (засыпанного образца) – искажения могут возникнуть на краях этого монолита, то есть в начале слоя засыпки, но не на самом образце.

Таким образом при равномерном засыпании исследуемого образца краевые эффекты переносятся с него на слой засыпки.

Данный подход находит применение для скоростных рентгенографических исследований объектов. Получение результата без искажений отменяет необходимость применения сложных программных механизмов постобработки результатов (наложение сложных фильтров и т. п.), а также позволяет не использовать сложные программные механизмы фильтрации во время построения изображений.

Это ускоряет процесс исследований за счет отсутствия долгих компьютерных вычислений. Также в значительной степени исследования ускоряются из-за того, что можно обойтись небольшим числом исходных изображений, необходимых для томографического восстановления, с механически отфильтрованными краевыми эффектами.

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

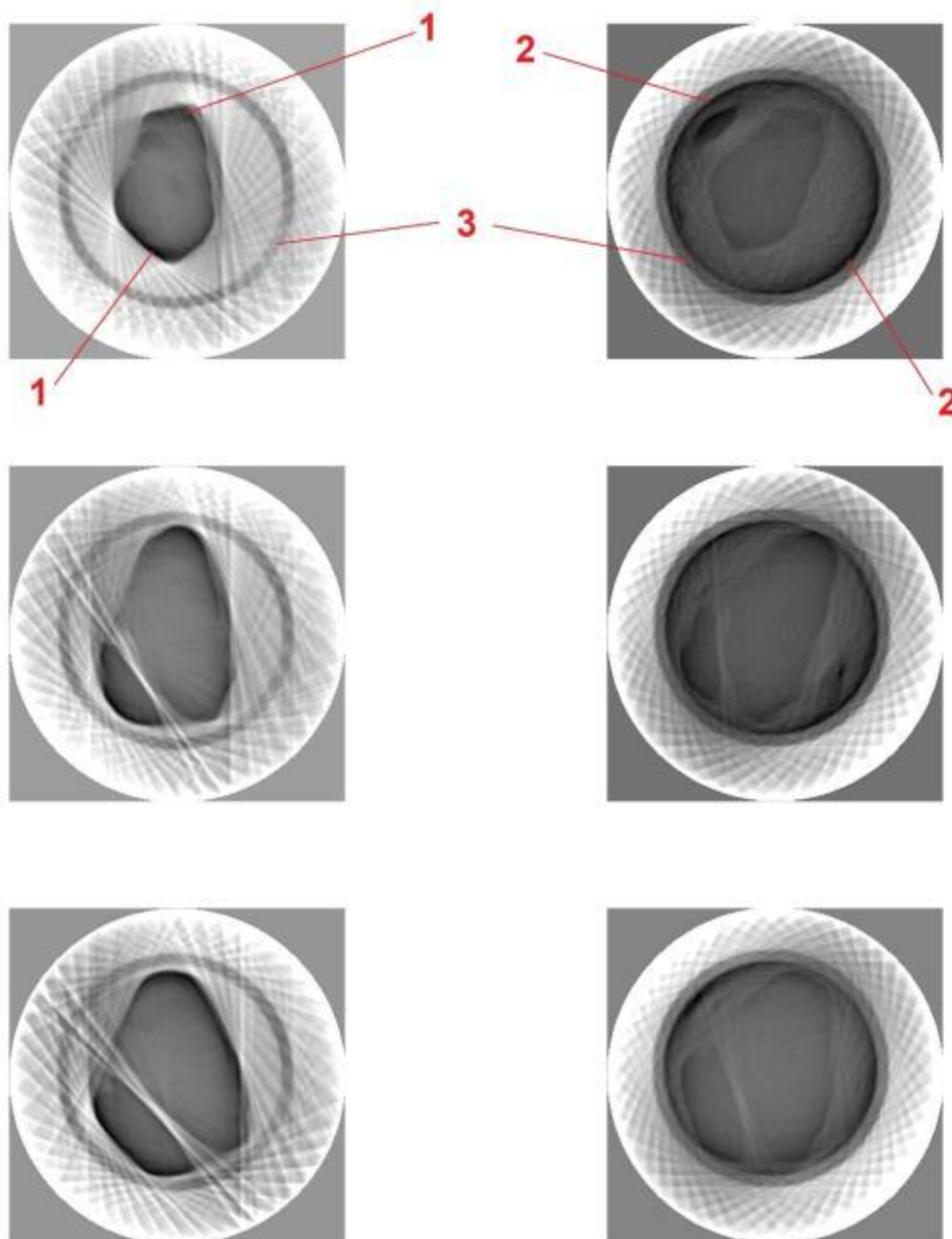


Рис. 4. Томографическое восстановление обратным преобразованием Радона внутренних слоев образца берилла, установленного в поворотный цилиндр без засыпки (слева) и с засыпкой (справа). Цифрами обозначены: 1 – искажения на краях образца; 2 – искажения на краях засыпки; 3 – контур поворотного цилиндра.

Литература.

1. Mellander H., Ramgren B., Ullberg T., Fransson V., Ydström K., Wasselius J. Brain dual energy computed to-mography and intracranial coils – can the metal artifacts be reduced? // Congress: EuroSafe Imaging 2020. 2020. ESI-08910. DOI:10.26044/esi2020/ESI-08910.
2. Pauwels R., Cao W., Wang B., Xiao Yo., Dewulf W. Ex-ploratory research into reduction of scatter and beam hard-ening in industrial computed tomography using convolu-tional neural networks. // 9th International Conference on Industrial Computed Tomography. NDT.net Issue 2019-3. 2019. P. 1-8.

3. Bamberg F., Dierks A., Nikolaou K., Reiser M.F., Becker C.R., Johnson T.R.C. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic ex-trapolation. // European Radiology. 2011. V. 21. Num. 7. P. 1424-1429. DOI: 10.1007/s00330-011-2062-1.

4. Chukalina M.V., Ingacheva A., Prun V.E., Buzmakov A.V., Nikolaev D.P. A way to reduce the artifacts caused by intensely absorbing areas in computed tomography. // 29th European Conference on Modelling and Simulation. 2015. P. 527-531. DOI:10.7148/2015-0527.

5. Chukalina M.V., Ingacheva A.S., Buzmakov A.V., Krivonosov Y.S., Asadchikov V.E., & Nikolaev D.P. A Hardware and Software System for Tomographic Re-search: Reconstruction via Regularization // Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics. 2019. V. 83(2). P. 150-154. DOI: 10.3103/S1062873819020084.

КОМПЬЮТЕРНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ «ФОКУС» КАК СРЕДСТВО МОДЕЛИРОВАНИЯ СИСТЕМ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ФОКУСИРОВКИ

*Блудов М.В., Грачев Е.Ю., Козлов Е.А., Кочергин Э.Г, Трубицын А.А. (ФГБОУ ВО
«Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина»)*

Для целей моделирования слаботочных аксиально-симметричных и плоских систем корпускулярной оптики разработано компьютерное приложение «ФОКУС» [1]. Программа позволяет в условиях максимального приближения проектируемых схем к реальным конструкциям провести исследование и оптимизацию электронно-оптических и потребительских параметров разрабатываемых устройств.

Базовый вариант программы представляет собой четыре структурно связанных модуля: 1) графический редактор ввода и модификации конструкции Design; 2) модуль расчета электростатического поля Field_E; 3) модуль расчета магнитного поля совокупности произвольно ориентированных соленоидов Field_M; 4) модуль траекторного анализа систем в электростатическом поле Path_S и 5) модуль расчета траекторий в совмещенных постоянном магнитном и в динамическом (переменном) электрическом полях Path_D. Предусмотрена возможность анализа многокаскадных конструкций.

Модуль *Design* – графический редактор. Предназначен для формирования и модификации конструкции ЭОС. Сечение электродной системы каждой ЭОС может представляться объединением следующих примитивов – отрезка, дуги окружности, параболы, гиперболы, сплайна, прямоугольника и эллипса. Каждый электрод системы с заданным на нем потенциалом представляет собой замкнутый и ориентированный против часовой стрелки контур, что позволяет создать предпосылки для моделирования конструкций с электродами конечной толщины и произвольной формы, т. е. конструкций, максимально приближенных к реальным устройствам. Дополнительно в модуле обеспечивается возможность трехмерной визуализации моделируемых схем.

Созданный эффективный математический аппарат по определению функции распределения потенциала в ЭОС является основой модуля *Field_E* программы «ФОКУС». В модуле расчета поля реализован метод граничных элементов решения *внешней* задачи Дирихле. В этом случае граница исследуемой области представляется совокупностью замкнутых контуров (электродов реальной толщины и конфигурации), на каждом из которых

фиксируется потенциал. Получаемые интегральные соотношения базируются на второй формуле Грина. Физически получаемое интегральное уравнение интерпретируется как комбинация двойного и простого заряженных слоев. Преимущество такой формулировки задачи по сравнению со стандартной формулировкой на базе потенциала простого слоя заключается в значительном ослаблении требований к гладкости границы. Решение проблемы ограничения точности расчетов в методе граничных элементов достигнуто разработкой оригинальной методики исключения сингулярностей и квазисингулярностей подынтегральных функций [2]. Тестирование модуля *Field_E* на модельных задачах позволила сделать следующие заключения:

- гарантированная точность вычисления потенциала составляет $\sim 10^{-4}$ - 10^{-3} %;
- для ЭОС с прямолинейными сечениями электродов погрешность вычислений в пределе лимитирована лишь ошибками округления;
- для ЭОС с криволинейными электродами погрешность расчетов определяется точностью аппроксимации границы прямолинейными отрезками и не превышает в описываемой программной реализации $\sim 10^{-3}$ %.

Численный метод моделирования магнитных полей реализован в модуле *Field_M*. Задача вычисления функции распределения индукции магнитного поля множества соленоидов в данном модуле решается посредством прямого применения одного из основных законов магнитостатики – закона Био-Саварра-Лапласа, позволяющего определить величину индукции магнитного поля, создаваемого элементарными токами, в любой точке пространства. Положение каждого соленоида в пространстве задается координатами центра его верхнего основания и двумя углами, определяющими ориентацию его оси в пространстве. Решение задачи производится представлением результирующего поля суперпозицией магнитных полей множества соленоидов, где поле каждого из которых, в свою очередь, определяется как суперпозиция магнитных полей элементарных круговых токов (витков) [3].

Модуль траекторного анализа *статических* систем *Path_S* на базе широко известных алгоритмов численного решения дифференциальных уравнений движения обеспечивает стандартный набор пользовательских функций, в том числе вычисление функции пропускания по энергиям (инструментальной функции).

Модуль траекторного анализа *динамических* систем *Path_D* позволяет проводить вычисление трехмерных траекторий в совмещенных переменном электрическом и постоянном магнитном полях; с учетом столкновений ионов с молекулами остаточного газа и наличия составляющей начальной скорости, перпендикулярной меридиональному сечению системы. Здесь же предоставлена возможность определения функции пропускания системы по массам.

Имеется класс электронного оборудования, параметры которого определяются качеством фокусировки электронных лучей. Характерными представителями класса, в которых ускорение и фокусировка достигается при движении электронов в совмещенных электрическом и магнитном полях, являются электронные микроскопы и микрофокусные рентгеновские трубки (МФРТ). Приложение «ФОКУС» является эффективным инструментом моделирования такого типа приборов.

Первый пример разработанной конструкция – микрофокусная трубка с электростатической фокусировкой, где пространства ускорения и фокусировки луча

совмещены (рис. 1). Анод трубки заземлен, а ускоряющий (отрицательный) потенциал V_c ($|V_c| \geq 100$ кВ) подается на катод. Предварительное формирование луча осуществляется подачей потенциала V_w на электрод Венельта ($|V_c - V_w| \leq 100$ В). Изменением потенциала V_f ($|V_c - V_f| \leq 5$ кВ) фокусирующего электрода, вызывающим изменение положения фокуса F на оси системы, можно обеспечить совмещение электронного фокуса с поверхностью анода (антикатаода) трубки.

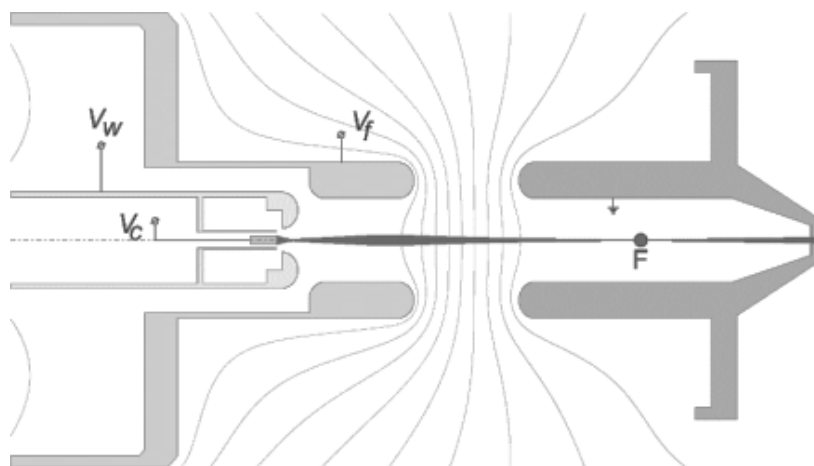


Рис. 1. Электронно-оптическая схема микрофокусной рентгеновской трубки с электростатической фокусировкой: V_f – потенциал фокусирующего электрода; V_w – потенциал электрода Венельта; V_c – потенциал катода; F – фокус электронного луча.

Второй пример – микрофокусная трубка с последовательными электростатической и магнитной фокусировками, в основу которой положена электронно-оптическая схема МФРТ БС16 [4]. При анализе конструкции катодного узла установлен ряд закономерностей, в частности показано, что при одинаковом потенциале катода и электрода Венельта ($V_c = V_w$) в образовании тока на аноде принимают участие электроны, эмитированные не только с торца, но и боковой поверхности катода (рис. 2). Ограничение эмиссии только торцевой поверхностью возможно при подаче на электрод Венельта потенциала на 50 В ниже потенциала катода. При моделировании диаметр катода принимался равным 0,6 мм.

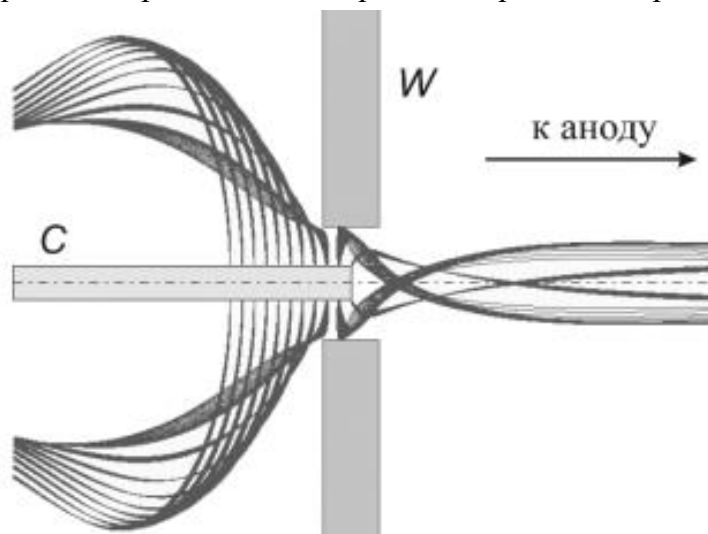


Рис. 2. Траектории электронов в катодном узле микрофокусной трубки БС16 при $V_c = V_w$: C – катод, W – электрод Венельта.

Для фокусировки сформированного в катодном узле электронного потока на поверхности анода трубки может быть использована объектная магнитная линза. Из геометрических построений следует, что при снижении фокусного расстояния линзы происходит увеличение углового разброса электронов, что в соответствии с теоремой Лиувилля-Лагранжа приводит к снижению диаметра фокального пятна. Поэтому в качестве объектных предпочтительнее использовать короткофокусные линзы. Фокусное расстояние линзы тем меньше, чем меньше осевая протяженность магнитного поля линзы при фиксации величины произведения тока в обмотке соленоида на количество его витков. В основе способа сокращения эффективной длины катушки лежит концентрирование поля в небольшом объеме, которое обеспечивается с помощью ферромагнитных экранов (магнитопроводов).

Различные виды конфигурации тонких магнитных линз, построенных по указанному способу, изображены на рис. 3.

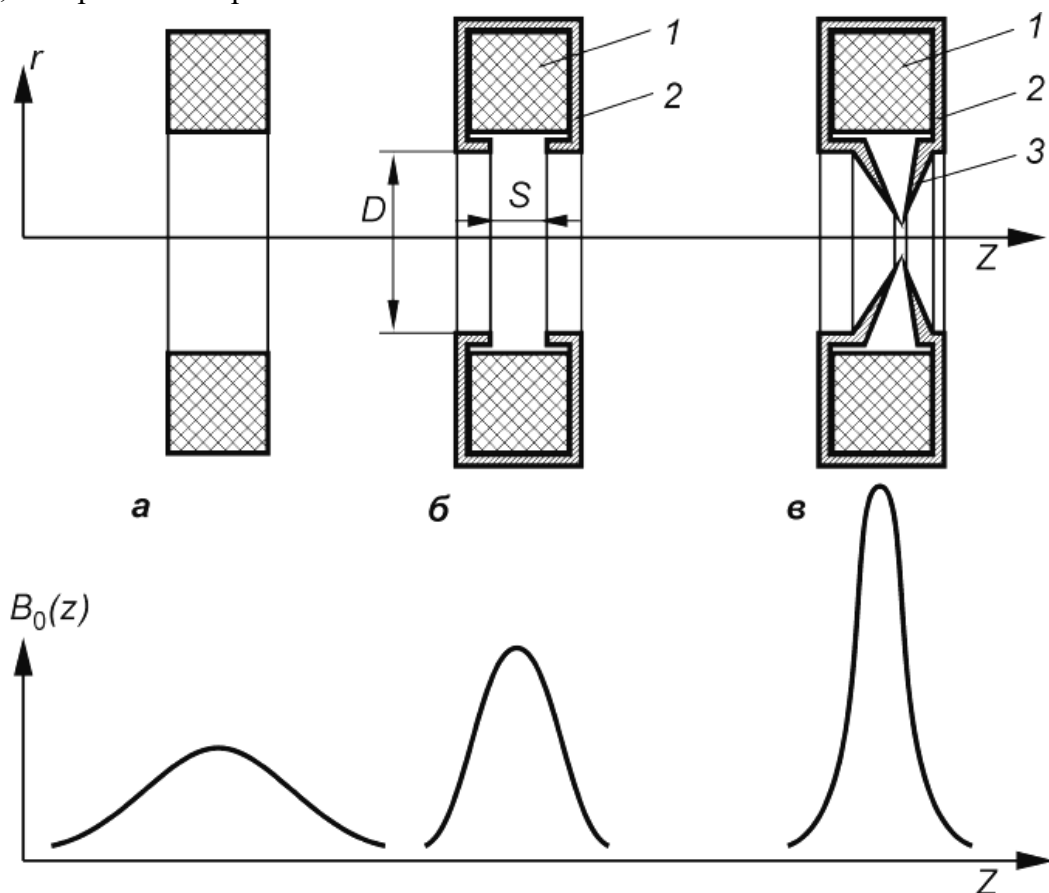


Рис. 3. Конструкции тонких магнитных линз на электромагните и соответствующие качественные зависимости осевого распределения магнитной индукции $B_0(z)$:
 а) незранированная тонкая линза; б) панцирная тонкая магнитная линза;
 в) панцирная тонкая магнитная линза с полюсными наконечниками; 1 – соленоид;
 2 – ферромагнитный экран (магнитопровод); 3 – полюсный наконечник; D – рабочий диаметр магнитопровода; S – ширина прорези в магнитопроводе.

Для моделирования в среде ФОКУС фокусирующего действия магнитного поля, вытекающего наружу сквозь узкую радиальную прорезь шириной S в магнитопроводе, в схеме трубки на ее носу размещается узкий соленоид протяженностью S с внутренним рабочим радиусом D и толщиной 1 мм. Внутренний диаметр D соленоида принимается

совпадающим с внешним диаметром анода трубки. Расчеты показывают, что при величине магнитного поля в максимуме $B_0 = 0,15$ Тл обеспечивается фокусировка потока электронов, ускоренного до энергии 100 кВ, на расстоянии 10 мм от центра соленоида при диаметре анода трубки, равном 11 мм (рис. 4). Диаметр фокального пятна в таких условиях оказывается равным 25 мкм.

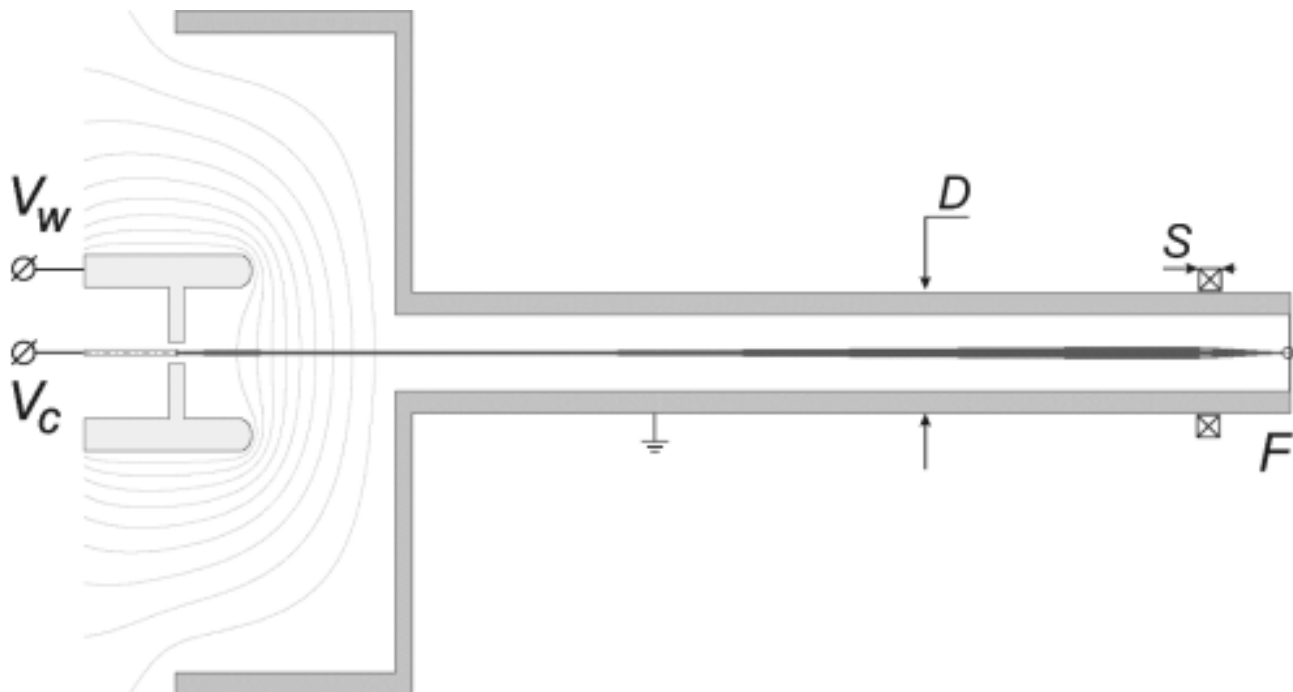


Рис. 4. Электронно-оптическая схема микрофокусной рентгеновской трубки с электромагнитной фокусировкой: V_w – потенциал электрода Венельта, V_c – потенциал катода, F – фокус электронного луча.

Дальнейшее снижение диаметра фокального пятна без ограничения тока на аноде диафрагмированием возможно за счет смещения прорези в магнитопроводе ближе к поверхности анода при пропорциональном увеличении тока соленоида или уменьшения эмиттирующей поверхности катода.

Литература.

1. Трубицын А.А. Система «ФОКУС» автоматизированного проектирования устройств электронной и ионной оптики // Вестник РГРТУ. – 2012. – № 1, вып. 39, часть 2. – С. 121-130.
2. Victor S. Gurov, Arman O. Saulebekov, Andrey A. Trubitsyn. Analytical, Approximate-Analytical and Numerical Methods in the Design of Energy Analyzers. In Peter W. Hawkes, editor: Advances in Imaging and Electron Physics, Vol. 192, AIEP, UK: Academic Press, 2015, 209 p.
3. Коротчинков Д.Е., Трубицын А.А., Дягилев А.А. Численное моделирование магнитного поля соленоида // Вестник РГРТУ. – 2008. – № 3, вып. 25. – С. 49-51.
4. Подымский А.А. Мощные рентгеновские трубки для проекционной рентгенографии // Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук. СПб: ЛЭТИ. – 2016. – 148 с.

РАЗРАБОТКА ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНЫХ УСТАНОВОК НА БАЗЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

*Бондаренко Т.В. (НИЯУ МИФИ, ООО «НПК Лаплас»),
Прокудин М.С. (НИЦ «Курчатовский институт» – ИТЭФ, ООО «НПК Лаплас»),
Михайлов В.В., Резанов И.Н., Полихов С.А., Сабитов А.Ф., Сапожников Д.В.,
Шарков Г.Б., Юнусов Р.Р. (ООО «НПК Лаплас»)*

Научно-производственная компания Лаплас занимается разработкой высокотехнологичного оборудования для различных направлений: нефтяная промышленность, медицина, неразрушающий контроль. Все проекты объединяет использование в качестве базовой технологии ионизирующего излучения в том или ином виде. В текущей статье рассмотрено два проекта компании, основанных на использовании рентгеновских генераторов в качестве источников ионизирующего излучения: многофазный расходомер (МФР) Варг и установка для облучения компонентов крови Морион.

МФР для российской нефтяной промышленности стал за последние годы важным средством измерения количества добываемых из недр нефти и попутного нефтяного газа [1].

Во-первых, давно известные недостатки классических сепарационных измерительных установок не позволяют работать со сложными многофазными потоками (с высокой вязкостью, повышенным пенообразованием или газосодержанием) и обеспечивать метрологов и геологов достоверными данными о добываемом продукте, не говоря о расхождении данных по измерительным установкам с данными об отгрузке в системы транспортировки нефти.

Во-вторых, последнее десятилетие в России планомерно шла законодательная работа по внедрению государственных стандартов, регламентирующих применение МФР в системах учета нефти: так, в 2019 году был внедрен ПНСТ 360, а в 2022 году ГОСТ Р 8.1016. В связи с уходом зарубежных компаний, производящих МФР (Schlumberger, Emerson, Pietro Fiorentini), с российского рынка нефтедобывающие компании оказались в сложной ситуации – стандарты по применению МФР есть, а установок на рынке нет.

Многофазный расходомер Варг от НПК Лаплас – новый продукт команды разработчиков, занимающейся разработкой многофазных расходомеров с 2009 года. Многофазный расходомер Варг основан на использовании рентгеновского излучения для визуализации многофазного потока продукции скважины без сепарации. Рентгенографические изображения многофазного потока, движущегося по трубе, регистрируемые с частотой до 10 кГц при помощи рентгеновских матричных детекторов, используются для определения скорости потока. Этот метод заменяет определение скорости потока при помощи трубы Вентури или кросс-корреляции показаний системы измерения импеданса среды в имеющихся на рынке установках. Определение состава потока происходит за счет анализа затухания рентгеновского излучения в двух диапазонах спектра по всему сечению трубы вместо использования точечного измерения затухания рентгеновского излучения, использования электромагнитных, СВЧ или других датчиков.

В настоящий момент НПК Лаплас получила все разрешающие документы на выпуск Варг, который является единственным серийно выпускаемым многофазным расходомером российского производства. Однако процесс разработки и совершенствования не

останавливается, и компания активно ведет исследовательские работы по модернизации узлов расходомера с целью снизить зависимость от зарубежных поставок комплектующих. В число таких узлов входят рентгеновский излучатель, спектрометр и система визуализации.



Рис. 1. Многофазный расходомер Варг.

В качестве рентгеновского излучателя в процессе работы были испробованы различные устройства как отечественного, так и импортного производства. Две большие группы, на которые можно условно разбить рентгеновские аппараты: моноблочные со стеклянной рентгеновской трубкой и генератор с выносной керамической рентгеновской трубкой. Аппараты с керамической трубкой обладают высокой средней мощностью (более 1000 Вт) и имеют высокую интенсивность в низкоэнергетичном спектре излучения благодаря бериллиевому выходному окну, однако требуют обязательного наличия системы водяного охлаждения (если не прибегать к переработке конструкции рентгеновской трубки). Также высоковольтные разъемы типов СА “Rubber cones”, используемые в таких установках, обладают очень посредственной устойчивостью к вибрационной нагрузке в условиях эксплуатации на мобильных измерительных установках. Как правило, источники питания в таких устройствах обладают крайне высокой стабильностью: стандартное отклонение менее 0,4-0,8 % (Spellman DXM, Siemens Polydoros). Это достигается за счет хорошо подобранных компонентов и аналоговой системы коррекции тока и напряжения трубки.

Рентгеновские аппараты на базе стеклянной рентгеновской трубки, размещенной в маслonaполненном моноблоке, являются более распространенными среди отечественных производителей. Это объясняется доступностью стеклянных трубок производства АО «Светлана-Рентген». Однако такая схема дополнительно нагружает рентгеновское излучение пластиковым выходным окном, стеклом рентгеновской трубки и слоем масла, тем самым повышая его среднюю энергию.

Дополнительно к этому наиболее распространенные модели рентгеновских аппаратов не обладают достаточной стабильностью по напряжению и току в широком диапазоне мощностей. В Варг импульсная мощность рентгеновского аппарата варьируется от 10 до 1000 Вт, а стабильность выходной дозы должна составлять порядка 0,5 %. Это является нетривиальной задачей, так рентгеновский аппарат РАД-80/4ПК (Икс-Про) обеспечивает

стандартное отклонение дозы более 3 %. Аппарат РАП100 (ЭлтехМед) хотя и имеет на настоящий момент стандартное отклонение дозы в пределах 1 %, при некоторых модификациях системы обратной связи вполне может достичь показателей 0,5-0,6 % в ближайшем будущем.

Еще одна проблема – теплосъем. При использовании керамических рентгеновских трубок используется водяное охлаждение, что неприемлемо в установках, подразумевающих отсутствие оператора в зоне доступа, так как системы охлаждения требуют регулярного технического обслуживания. С другой стороны, при использовании моноблочного исполнения на средних мощностях выше 100 Вт остро встает вопрос отвода тепла от анода трубки, находящегося в толще трансформаторного масла. На настоящий момент решение этой проблемы близко к завершению: конструкция штатного корпуса моноблока модифицируется с целью увеличения поверхности теплоотвода, а сталь заменяется на материал с более высоким коэффициентом теплопроводности.

Спектрометр, используемый в составе Варг, является разработкой компании Amptek. Для работы на энергии излучения порядка 60 кэВ наиболее предпочтительным материалом детектора является CdTe за счет высокой плотности. Проблема с Amptek заключается в сложности поставки и его высокой стоимости наряду с отсутствием техподдержки от компании-производителя. Также спектрометры Amptek показали себя ненадежными: нередкими являются случаи выхода из строя системы охлаждения детектора. Отечественный аналог Amptek был найден в лице компании из контура Росатом. Незакрытой позицией является сам кристалл CdTe, который в России выпускался на двух предприятиях, однако на настоящий момент производство прекращено. Достаточной чистоты кристаллы выращивают компании Acrorad и Redlen, осваивать производство чистых CdTe или CdZnTe в России целесообразно только при наличии бюджетного финансирования.

Матричные рентгеновские детекторы в Варг используются зарубежного производства, спроектированные для работы в компьютерных томографах. Все проблемы, связанные с шумами и наводками при использовании детекторов, были решены, и работа матриц не вызывает нареканий. В ближайшей перспективе планируется НИОКР по разработке матриц собственного производства. Решаемых задач при проектировании матриц тут несколько. Первая из них – изготовление сцинтилляторов в форме колодцев над каждым индивидуальным пикселем с разделением их отражающим материалом. Вторая – изготовление матрицы кремниевых фотодиодов с выводом контактных дорожек таким образом, чтобы обеспечить стыковку матриц по всем четырем сторонам. Третья – проектирование электроники, позволяющей получать 16-24 бит изображения с частотой не ниже 5 кГц. Подобных изделий в России сегодня не существует, так как компьютерные томографы, в которых применяются данные детекторы, в стране не производятся.

Новым проектом НПК Лаплас, стартовавшим в 2022 году, который в настоящее время находится на стадии прототипирования, является установка для облучения крови Морион (рис. 2). Облучение донорской крови производится в целях подавления пролиферации лимфоцитов и снижения риска развития реакции трансплантат против хозяина (РТПХ). РТПХ при переливании необлученной крови является смертельным (87-100 %) осложнением и не поддается лечению. К сожалению, сейчас установок по облучению крови на территории России эксплуатируется всего несколько единиц, что повышает риск подобных осложнений.



Рис. 2. Установка для облучения крови Морион.

Установки для облучения крови в целом основываются на применении радиоизотопов (Biobeam) или на рентгеновском излучателе (Radgil, Ардок-1). Минусы применения радиоизотопа очевидны: сложность лицензирования работы и жесткие требования к помещению для установки оборудования. Установки с рентгеновским излучателем в свою очередь можно выполнить самозащищенными и исключить необходимость получения лицензии на работу с ИИИ у эксплуатирующей организации. Однако при использовании рентгеновских излучателей возникает проблема в достижении требуемого уровня поглощенной дозы (25-50 Гр) в максимально короткое время, так как без охлаждения компоненты крови могут находиться не более 30 минут. При этом также важно обеспечить равномерность дозы, с этим у рентгеновских установок облучения крови отечественного производства (Ардок-1) наблюдаются значительные проблемы.

Установка для облучения крови производства НПК Лаплас основывается на рентгеновском излучателе. Пакеты с компонентами крови загружаются в контейнер, который вращается по запатентованной спиральной траектории в конусе рентгеновского излучения. Размеры контейнера и параметры трубки были выбраны так, чтобы увеличить равномерность облучения и вместе с тем снизить время облучения. Результаты расчетов поглощенной дозы в водяном фантоме цилиндрической формы при облучении трубкой с напряжением 225 кВ и мощностью 3 кВт показаны на рис. 3. Результаты показывают, что облучение фантома объемом до 6 литров можно провести в течение 15 минут, что с запасом укладывается в отпущенные временные лимиты, при этом отношение минимума к максимуму по поглощенной дозе составляет не более 13 %. Все расчеты проводились в пакете FLUKA с последующей обработкой в среде MATLAB.

В отличие от Варг, у Морион требования к рентгеновскому излучателю совершенно противоположные. Требуется максимально возможная мощность при стационарном размещении с возможностью ежедневного обслуживания и рентгеновские аппараты с керамической трубкой здесь – лучшее решение. В России на настоящий момент нет технологии изготовления керамических труб при том, что генераторы для них некоторые компании уже готовы выпускать.

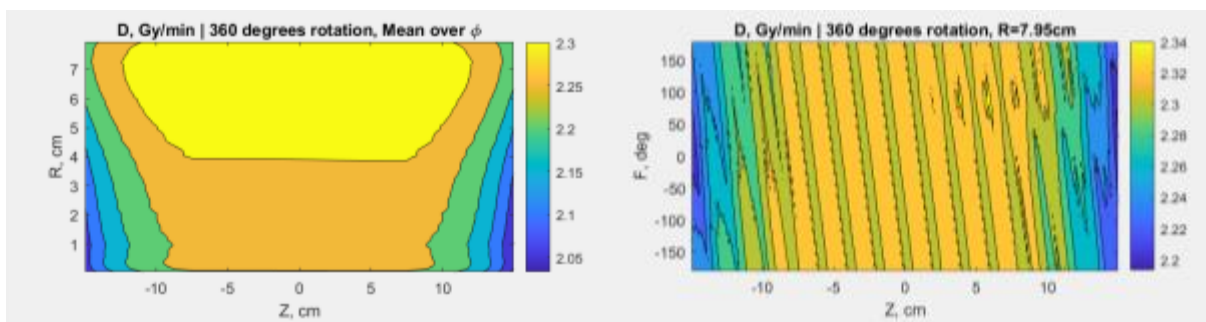


Рис. 3. Распределение мощности дозы в водяном цилиндре в цилиндрической системе координат: в координатах (Z, R) при усреднении всех фаз вращения цилиндра (слева) и в координатах (Z, F) на поверхности цилиндра (справа).

Еще одним ключевым узлом, который на настоящий момент не изготавливается в России, хотя все предпосылки к этому имеются – индикаторы поглощенной дозы. Зарубежные продукты, непосредственно нацеленные на работу в диапазоне 25-50 Гр – Ashland Rad-Sure XR. В России в настоящий момент производятся цветные визуальные индикаторы дозы (ЦВИД), которые являются хорошим решением для промышленной дозиметрии, однако они работают в пределах 1-50 кГр, что значительно выше требуемого диапазона. Некоторые шаги в направлении разработки отечественных аналогов также делаются, но продукта, к сожалению, пока не выпущено [2].

Заключение.

НПК Лаплас ведет активную исследовательскую деятельность, два ключевых проекта компании: многофазный расходомер Варг и установка для облучения крови Морион. Переход полностью на отечественную базу на настоящий момент ограничен отсутствием следующих изделий у российских изготовителей: высокостабилизированный рентгеновский аппарат в моноблочном исполнении импульсной мощностью до 1 кВт, керамические рентгеновские трубки мощностью 3 кВт и более, кристаллы теллурида кадмия высокой чистоты, рентгеновские скоростные матричные детекторы и индикаторы дозы излучения на низкий диапазон значений.

Литература.

1. Mahmoud Meribout, Abdelwahid Azzi, Nabil Ghendour, et al. Multiphase Flow Meters Targeting Oil & Gas Industries / Measurement, Volume 165, 1 December 2020, 108111.
2. Коваленко О.И., Тенишев В.П. Средства измерений для контроля поглощенной дозы при радиационной обработке пищевой и сельскохозяйственной продукции / Ядерно-физические технологии в сельском хозяйстве и пищевой промышленности, с. 335-337, 2020.

К ВОПРОСУ О СТАНДАРТИЗАЦИИ ШКАЛЫ ЦВЕТОВ ДЛЯ ЦВЕТОВОЙ ПОСТОБРАБОТКИ РЕНТГЕНОГРАММ

***Камышанская И.Г. (СПбГУ, СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница»),
Мазуров А.И. (НИПК «Электрон»), Денисов А.К. (СПб НИУ «ИТМО»)***

Первые попытки окраски рентгенограмм были предприняты в 1956 г. Метод основан на преобразовании черно-белой (одноцветной) рентгенограммы в цветную. С тех пор под

разными названиями (формирование изображения в псевдоцветах, цветовое кодирование, цветовое контрастирование, раскраска) было проведено большое количество исследований, но общее соглашение по выбору стандартной цветовой шкалы не было достигнуто. Это стало тормозом к широкому внедрению в рентгенологическую практику окрашенных рентгенограмм. В нашей работе мы будем использовать термин «окраска», так как во многих языках (в английском, немецком, французском, греческом) цвет и окраска обозначаются одним термином. В быту также эти термины считаются синонимами.

Целью настоящего исследования явилась попытка найти шкалу окраски рентгенограмм, которая устроила бы большинство практикующих рентгенологов, не усложняя их работу, а также способствовала бы улучшению диагностического процесса.

Был разработан метод окраски, включающий 63 шкалы максимально насыщенных реперных цветов (черного K, синего B, красного R, пурпурного M, зеленого G, голубого C, желтого Y и белого W). Кроме того, метод позволял изменять насыщенность каждого реперного цвета от приведенной к единице шкалы яркостей исходной рентгенограммы. Метод явился доработкой метода по патенту Российской Федерации № 2718481 от 29 июля 2019 г., в котором была исключена насыщенность цветов, приводящая к заплыванию частей изображения одним цветом [1].

Каждая шкала метода обеспечивала психологическую совместимость окрашенной рентгенограммы с исходной, сохраняя всю информацию черно-белой рентгенограммы. Исследовательская работа по предложенному методу и его предшественнику проходила в Мариинской больнице Санкт-Петербурга с середины 2018 года и продолжается поныне. Основные результаты исследований были изложены в диссертации [2].

Наилучшие результаты показали 4 шкалы: полная K-B-R-M-G-C-Y-W, холодная K-B-G-C-W, теплая K-R-M-Y-W и шкала, содержащая по одному цвету из холодной и теплой K-B-W/2-Y-W. Все шкалы проходят через точку серого цвета W/2, который является цветом адаптации. Из этих шкал для стандартизации рекомендуется K-B-Y-W по следующим причинам. Шкала удовлетворяет всем обязательным требованиям, предъявляемым к шкалам используемых цветов.

Шкала должна сохранять яркость всех пикселей исходной черно-белой шкалы. Она должна начинаться в точке черного K и заканчиваться в точке белого W. Каждая координата цветов, расположенных на выбранной шкале, должна увеличиваться от точки черного K до точки белого W. Шкала не должна иметь разрывов, т. е. должна быть непрерывной. Окрашенное изображение должно сохранять всю информацию черно-белого изображения (достаточная статистика Фишера) и удовлетворять принципу обратимости Хартли (иметь возможность перехода от окрашенной шкалы к исходной). Все эти требования обусловлены необходимостью психологической совместимости окрашенного изображения с исходным.

Предлагаемую шкалу отличают от других шкал следующие свойства. Цветовой код каждого реперного цвета имеет физический смысл: K – практически полное поглощение рентгеновских лучей, W – практически полное пропускание, B – плотность находится ниже серой яркости адаптации W/2, Y – плотность находится выше яркости адаптации. Эти пять цветов способствуют практически мгновенному и одновременному их восприятию (магическое число 7 ± 2). Данная шкала из пяти цветов проходит через три точки исходной шкалы, черную, серую и белую, что способствует ее психологической близости к исходной шкале. Цвета шкалы B и Y имеют максимальный контраст, и все изображение

воспринимается более ярким, чем черно-белое. Если использовать инверсию изображения (позитив-негатив), то по информативности эта шкала заменяет холодную и теплую шкалы вместе взятые.

Использование для окраски всех реперных цветов (девять, включая серый) усложняет интерпретацию и увеличивает время анализа снимка.

Цвета предлагаемой шкалы воспринимают дихроматы. Таким образом, шкала K-V-W/2-Y-W лучше других шкал подходит для стандартизации. Методика работы рентгенолога максимально проста. По умолчанию на мониторе воспроизводится черно-белая рентгенограмма. Рентгенолог может остановиться на ее использовании при анализе рентгенограмм, плавно изменяя насыщенность от 0 до 1. Процедура изменения насыщенности в какой-то степени похожа на томосинтез, когда последовательно обостряются (улучшается видимость) плотности от максимальной до минимальной. Столь длительный период (более 60 лет) отсутствия соглашения по выбору цветовой шкалы для стандартизации объясняется тем, что исследователи рассчитывали на обнаружение малоcontrastных патологических структур, которые были не видны на черно-белых рентгенограммах. Однако для большинства рентгенограмм это маловероятно из-за широкого уровня рассеянного излучения, которое маскирует прирост контраста за счет цветности.

Таким образом, окраска рентгенограмм имеет целый ряд положительных свойств, которые обуславливают необходимость ее применения. В первую очередь, это выявление однородных по яркости зон по всему полю изображения. Кроме того, окраска увеличивает расслоение (объемность) изображения, ускоряет обнаружение патологии, уменьшает утомляемость зрительного анализатора рентгенолога, оптимизирует зрительный эффект, связанный со способностью цвета к позитивному эмоциональному воздействию.

Литература.

1. Мазуров А.И., Денисов А.К., Камышанская И.Г. Способ контрастирования рентгенограмм цветом. Патент на изобретение РФ № 2718481 от 09.06.2019, Санкт-Петербург, 2020.

2. Камышанская И.Г. Инновационные технологии в цифровой рентгенодиагностике для решения проблемы распознавания заболеваний и повреждений в многопрофильном стационаре. Диссертация д.м.н., Санкт-Петербург, 2021. – 491 с.

МИКРОФОКУСНЫЙ ИСТОЧНИК НА ОСНОВЕ ВЫСОКОЧАСТОТНОГО ФЕМТОСЕКУНДНОГО ВОЛОКОННОГО ЛАЗЕРА ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Асадчиков В.Е., Гарматина А.А., Мареев Е.И., Кривоносов Ю.С., Семенов Т.А.,

Бузмаков А.В., Дьячкова И.Г., Золотов Д.А., Дымишиц Ю.М., Колдаев В.В.,

Минаев Н.В. (ФНИЦ «Кристаллография и фотоника»),

Гордиенко В.М. (Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова)

Целью данной работы является создание компактного микрофокусного лазерно-плазменного источника на базе высокочастотного фемтосекундного волоконного лазера, генерирующего излучение с энергией порядка десятков микроджоулей. Эта система

представляет собой новый класс источников рентгеновского излучения с малым (порядка 10 мкм) размером источника, высоким потоком рентгеновских фотонов (порядка $1,5 \cdot 10^9$ фот/с/2π), а также возможностью проведения экспериментов с фемтосекундным временным разрешением.

Актуальность данной работы обусловлена потребностью в развитии компактных, эффективных и экономичных лазерно-плазменных источников рентгеновского излучения на энергии 8-30 кэВ, широко применяемых в самых разнообразных рентгеновских исследованиях. Кроме того, применение таких источников (ввиду строгой периодичности возбуждающего излучения) создает принципиальную возможность для проведения рентгеновских экспериментов с временным разрешением.

Новизна данной работы заключается в нескольких аспектах. Во-первых, была разработана новая схема микрофокусного рентгеновского лазерно-плазменного источника на основе высокочастотного фемтосекундного волоконного лазера (1030 нм, 280 фс, энергия до 40 мкДж, максимальная средняя мощность 20 Вт, частота до 40 МГц) остро сфокусированного ($NA_{эфф} \approx 0,2$, $I \approx 10^{14}$ Вт/см²) на поверхность, вращающейся и циклично перемещающейся по вертикали медной мишени. Это позволило достичь достаточно высокого и устойчивого на протяжении длительного времени среднего потока рентгеновских фотонов. При этом удалось отказаться от использования вакуумных систем, которые ранее применялись в схемах лазерно-плазменного источника.

Во-вторых, был разработан и реализован метод оперативного контроля размера источника рентгеновского излучения с использованием второй оптической гармоники, генерируемой на поверхности мишени. Этот метод обеспечивает в режиме реального времени контроль размера рентгеновского источника.

В-третьих, для стабилизации размера источника и выхода рентгеновских фотонов использовалась система на основе искусственного интеллекта, что позволило дополнительно увеличить стабильность выхода рентгеновских фотонов и скомпенсировать линейный тренд, возникающий в результате «стачивания» поверхности мишени.

Таким образом удалось получить рентгеновский источник с экспериментально установленным двумя различными способами размером области светимости рентгеновского излучения на уровне 10 мкм, что в 2 раза лучше, чем для существующих отечественных микрофокусных рентгеновских трубок и является наилучшим результатом для лазерно-плазменных рентгеновских источников. При этом зарегистрированный поток излучения, попадающий в поле зрения рентгеновского детектора, превышает значение 10^5 имп/сек, а проведенная оценка показывает, что максимальный поток рентгеновских фотонов составляет $1,5 \cdot 10^9$ фот/с/2π.

Проведенные исследования показывают, что разработанный источник обладает и другими преимуществами по сравнению с традиционными рентгеновскими трубками. Так, максимум спектра тормозного излучения по сравнению с традиционными трубками смещен в мягкую область. Это существенно облегчает возможность фильтрации тормозного излучения. Кроме того, по сравнению с традиционными источниками наблюдается лучшее соотношение (~ в 2 раза) интенсивности характеристических линий относительно тормозного излучения. Впервые с применением рентгеновского лазерно-плазменного источника было получено фазово-контрастное изображение стенки тестового объекта (пустотелого полимерного стержня). Полученные результаты создают реальную

возможность применения совместно с данным лазерно-плазменным источником разработанной нами зонной пластинки Френеля из двух сортов стекла. В целом разработанная установка имеет значительные перспективы для применения в высоко разрешающих рентгеновских экспериментах. Области ее применения могут быть материаловедение, биология, медицина и другие.

Работа выполнена в рамках государственного задания Федерального научно-исследовательского центра «Кристаллография и фотоника» РАН (в части «обработка данных»), и по соглашению с Минобрнаукой № 075-15-2021-1362 (в части «проведение измерений на лазерном микроплазменном источнике рентгеновского излучения»).

ОПТИМИЗАЦИЯ ПАРАМЕТРОВ ИЗМЕРЕНИЯ НА РЕНТГЕНОФЛУОРЕСЦЕНТНОМ АНАЛИЗАТОРЕ С ПОМОЩЬЮ ПРОГРАММЫ ДЛЯ РАСЧЕТА ПРОХОЖДЕНИЯ ИЗЛУЧЕНИЯ ЧЕРЕЗ ВЕЩЕСТВО

*Гуныков П.С. (СПбПУ, АО «Научные приборы»),
Козловский С.С., Бердников Я.А. (СПбПУ)*

Метод рентгенофлуоресцентного анализа (РФА) известен уже около 100 лет. РФА состава вещества активно используется во многих отраслях промышленности, науке, криминалистике, искусстве, археологии. Анализаторы постоянно модернизируются, улучшаются методики измерения. Наиболее сложными являются измерения легких элементов из-за низкой энергии флуоресценции и из-за малого выхода флуоресценции для этих элементов. В данной работе была построена расчетная модель рентгенофлуоресцентного анализатора и проведен анализ выхода фотонов флуоресценции в зависимости от анодного напряжения на рентгеновской трубке для различных образцов. Расчет проводился методом Монте-Карло [1, 2].

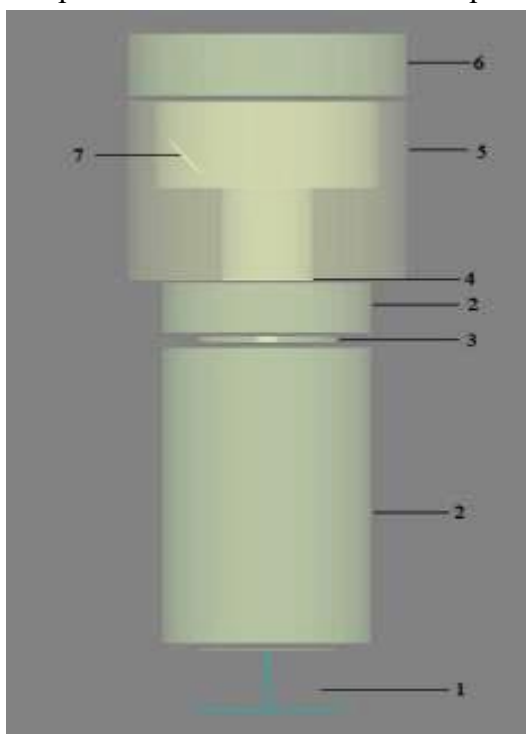


Рис. 1. Модель спектрометра:
1 – источник РИ; 2 – слой воздуха; 3 –
коллиматор; 4 – бериллиевое входное окно;
5 – корпус измерительной камеры; 6 – проба;
7 – детектор.

В рамках построения расчетной модели сначала моделировалось рентгеновское излучение, генерируемое трубкой с вольфрамовым анодом. Были получены спектры рентгеновской трубки. После чего полученные спектры использовались в качестве источника рентгеновского излучения для облучения образца.

Была построена модель рентгенофлуоресцентного анализатора, которая представлена на рис. 1. Рентгеновское излучение от источника (1) проходит через слои воздуха (2), коллиматор (3), входное бериллиевое окно измерительной камеры (4) и попадает на пробу (6). Фотоны флуоресценции от пробы регистрируются детектором (7). Корпус измерительной камеры (5) необходим для того, чтобы первичное излучение рентгеновской трубки, рассеянное на воздухе или коллиматоре, не попадало на детектор. В качестве пробы рассматривались различные образцы: Mg, Al, Si, P, S, Ca, Ti, V, Cr, Mn, Fe, Co, Ni, Cu, Zn, Ge.

В результате расчета были получены энергетические спектры квантов, зарегистрированные детектором. Типичный спектр меди представлен на рис. 2.

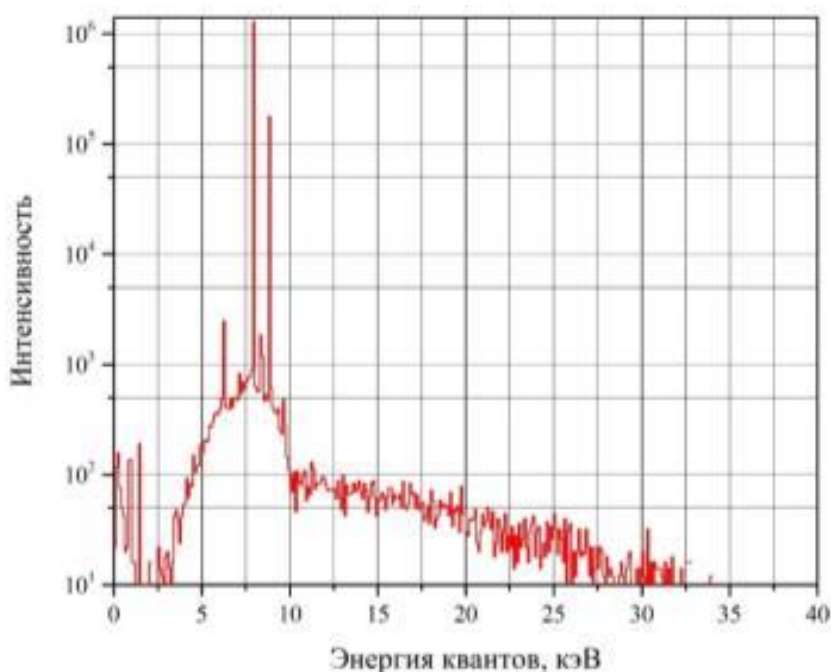


Рис. 2. Спектр меди, измеренный при напряжении на трубке 40 кВ.

На основании анализа этих спектров были построены графики зависимости потока квантов флуоресценции на детектор от анодного напряжения при постоянной мощности трубки для различных элементов. Для наглядности зависимости были нормированы на единицу в точке с напряжением 40 кВ. График зависимости потока квантов флуоресценции на детектор от анодного напряжения при постоянной мощности трубки, нормированный на единицу в точке 40 кВ, для различных элементов представлен на рис. 3.

Из графика видно, что в области легких элементов (от Mg до S) имеется ярко выраженный максимум потока квантов флуоресценции при анодном напряжении 15-25 кВ, однако при увеличении анодного напряжения поток квантов флуоресценции уменьшается незначительно. При увеличении энергии квантов флуоресценции максимум потока квантов флуоресценции смещается в область высоких анодных напряжений. Для элементов тяжелее V максимум потока квантов флуоресценции не достигается при анодных напряжениях, используемых в стандартных рентгенофлуоресцентных анализаторах.

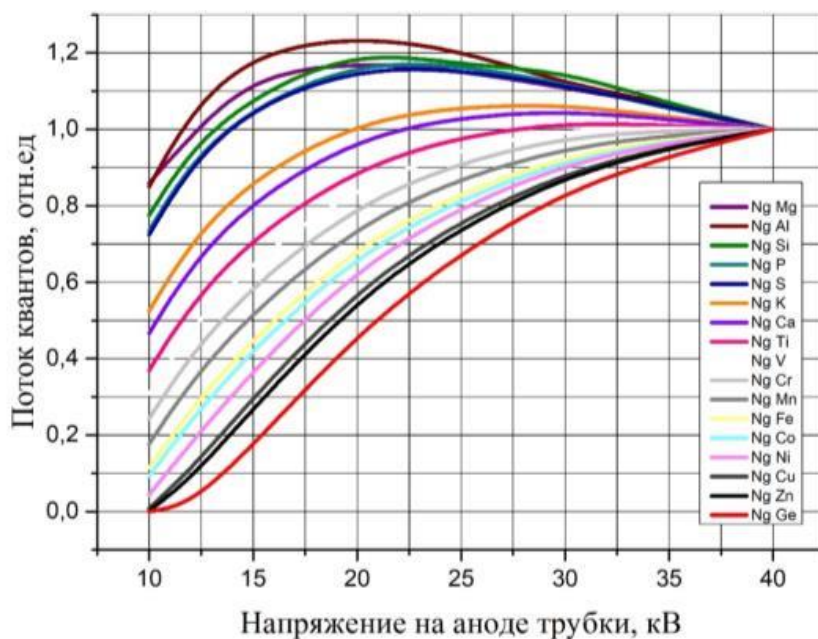


Рис. 3. График зависимости потока квантов флуоресценции на детекторе от анодного напряжения при постоянной мощности рентгеновской трубки с W анодом.

Литература.

1. Репникова Е.А., Деч А.В., Козловский С.С. Моделирование прохождения гамма-излучения через трехмерные многослойные структуры // 58XXX Юбилейная Неделя науки СПбГТУ. Материалы межвузовской научной конференции. Ч. V: С. 58-59, 2002.

2. Багаев К.А., Козловский С.С. Применение компьютерного моделирования для калибровки детекторов в водной среде // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки, 4 т. 2011 г: С. 106-111.

РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАТОЛОГИЙ ПАЗУХ НОСА

*Староверов Н.Е. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Карпов Н.А. (ООО «Артвижн»),
Камышанская И.Г. (СПбГУ), Ларионов И.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

В настоящее время интенсивно развиваются нейросетевые методы обработки и анализа изображений. Особый интерес представляет использование нейронных сетей для медицинских систем поддержки принятия решений. Важно отметить, что алгоритм автоматизированного поиска патологий на снимке не может заменить врача и поставить диагноз, однако должен помочь медицинскому работнику, обратив его внимание на те снимки, на которых с высокой долей вероятности есть патология. Использование моделей на основе сверточных нейронных сетей в системах поддержки принятия решений позволит повысить выявляемость заболеваний при скрининговых исследованиях [1, 2].

Целью исследования стала разработка и тестирование модели нейросетевого анализа рентгенограмм пазух носа.

Материал и методы. Для создания модели, распознающей отдельные патологии пазух носа по рентгеновским изображениям в прямой проекции, были собраны наборы данных для обучения и тестирования. Обезличенные рентгенограммы пазух носа были

получены из рентгеновских кабинетов больниц и поликлиник. Все снимки были размечены опытными врачами-рентгенологами.

Всего было собрано 4056 рентгенограмм, выполненных в прямой проекции. Из них на 1865 рентгенограммах не было выявлено патологических изменений.

Результаты исследования. Для тренировки модели была применена концепция переноса обучения (transfer learning). При переносе обучения используется уже обученная на другом наборе данных нейронная сеть, которую затем дополнительно обучают на имеющихся данных. На сегодняшний день перенос обучения широко применяется для задач классификации изображений. Сверточные нейронные сети, предварительно обученные на наборе данных ImageNet, доступны во всех широко распространенных библиотеках глубокого обучения. В данной работе была выбрана библиотека PyTorch [2], использовались сети, обученные на наборе данных ImageNet.

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

Разработанная модель состоит из нескольких уровней, что иллюстрируется рис. 1. Первые два уровня модели представляют из себя сверточные нейронные сети, используемые для классификации. На первом уровне происходит классификация норма/патология, на втором уровне – классификация патологий, всего доступно 3 класса (жидкость в пазухе, отек, тотальное затемнение). На следующем уровне модели сегментируем найденную патологию.

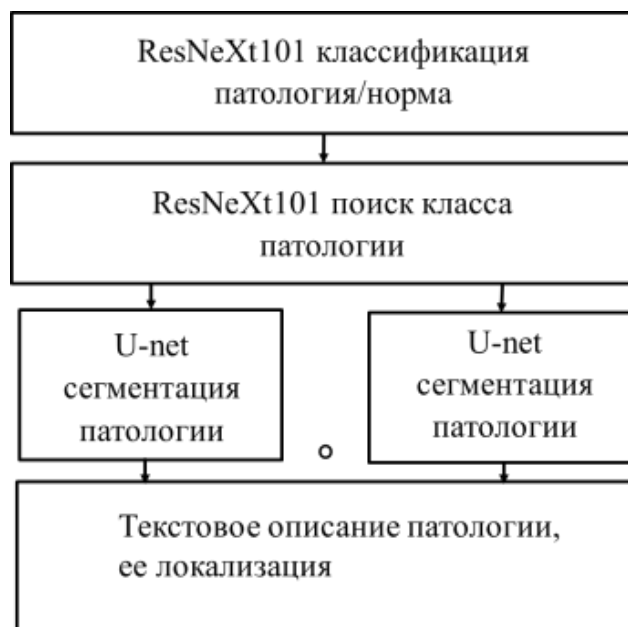


Рис. 1. Блок-схема модели.

На последнем уровне найденные патологии описываются текстом, создается дополнительная Dicom серия с их локализацией. Все слои разработанной модели обучались при помощи стохастического градиентного спуска с перебором параметров по случайной

сетке, в результате чего сеть была обучена с оптимальными параметрами. Тренировка сети проводилась 180 эпох и была выполнена на графическом процессоре для сокращения времени обучения. В ходе обучения максимизировалась чувствительность, так как в задачах, связанных с поиском патологии, больший вес имели пропущенные случаи, а не ложные срабатывания. Можно заметить, что для классификации норма/патология площадь под ROC-кривой достигает 0,94. ROC-кривая представлена на рис. 2. Полученные результаты были подтверждены прохождением калибровочного тестирования в эксперименте по использованию инновационных технологий в области компьютерного зрения для анализа медицинских изображений и дальнейшего применения в системе здравоохранения города Москвы, где сейчас проходит апробацию разработанная система [3].

Результаты обучения модели представлены в таблице 1.

Табл. 1. Результаты обучения модели.

	ROC AUC	Чувствительность	Специфичность	Точность
Патология/Норма	0,94	85,7	86,80	85,7
Жидкость в пазухах	0,93	83,95	89,85	83,85
Отек	0,92	88,32	80,65	84,12
Тотальное затемнение	0,92	86,62	82,91	84,67

Для использования системы врачами вне PACS-РИС системы, было разработано приложение для персонального компьютера. Интерфейс приложения представлен на рис. 3. Приложение наглядно показывает локализацию патологий.

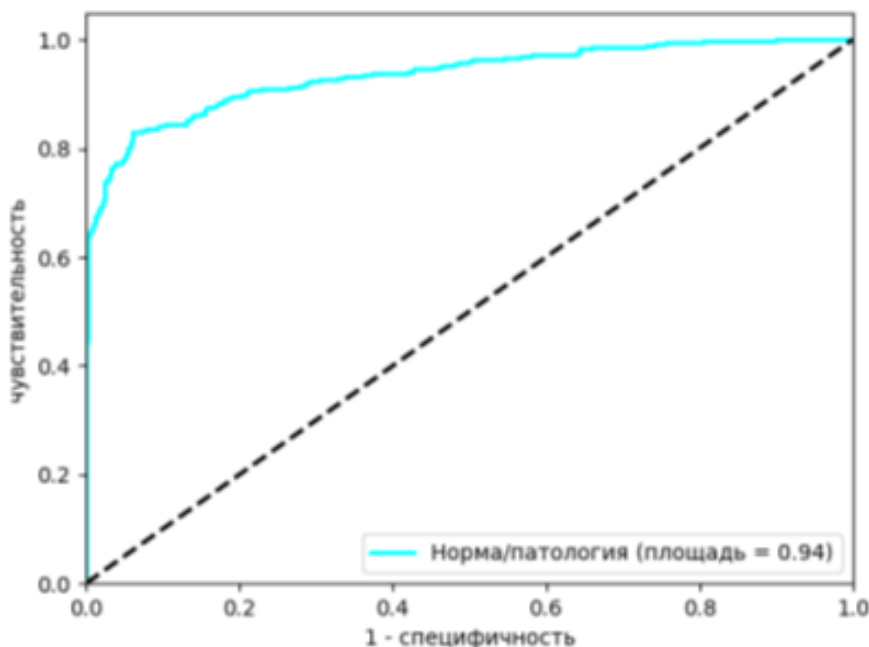


Рис. 2. ROC кривая для классификации норма/патология.

Основным способом использования системы является подключение по модели сервиса искусственного интеллекта, который получает данные и возвращает в PACS дополнительную серию с патологическими находками и отчет в формате Dicom SR.

Для использования полученной модели было разработано приложение с графическим интерфейсом пользователя.

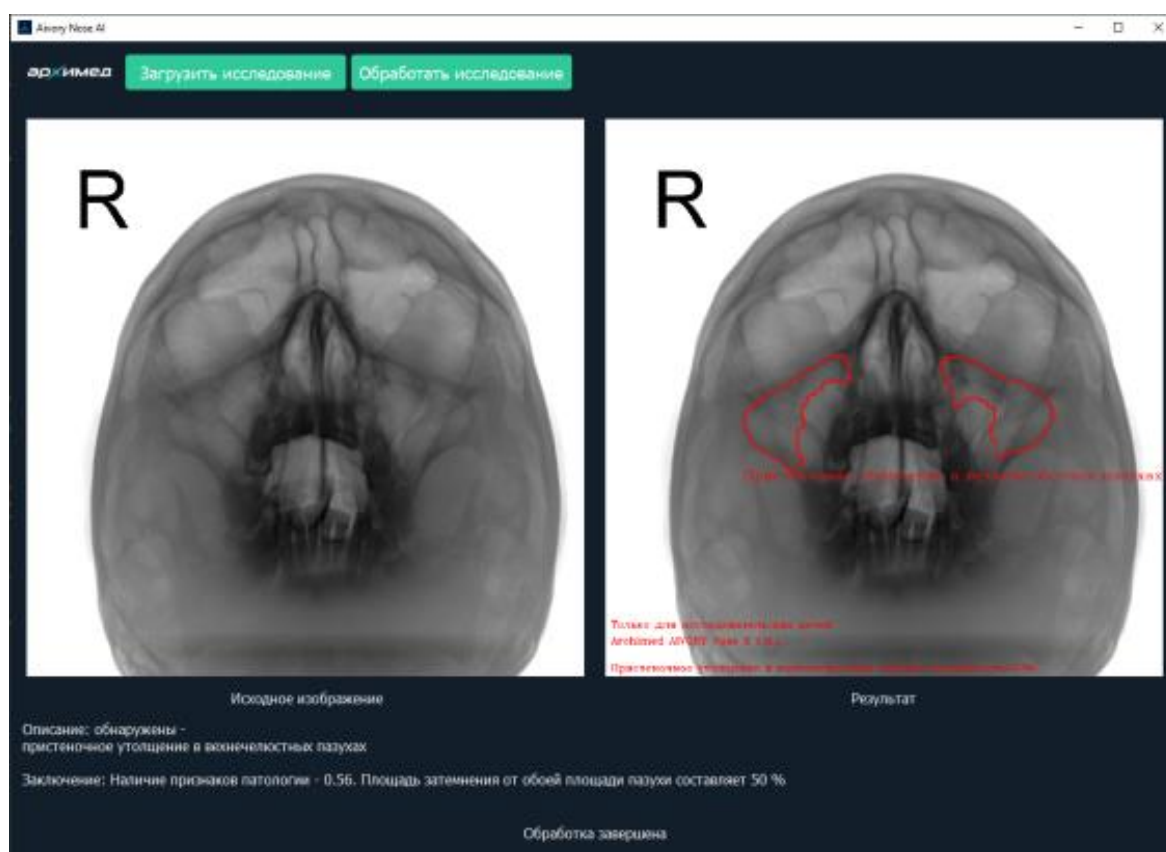


Рис. 3. Интерфейс приложения.

Заключение. Таким образом, была разработана и протестирована модель на основе сверточной нейронной сети архитектуры ResNet101 [2], которая может определять патологические изменения по рентгенограммам пазух носа и проводить сегментацию изображений с выделением патологических признаков. При использовании разработанной модели без уточнения типа патологии ROC–AUC достигает 0,94, что позволяет использовать ее для поддержки принятия решений [4].

Литература.

1. He K. et al. Deep residual learning for image recognition // Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition. – 2016. – P. 770-778.
2. Староверов Н.Е., Камышанская И.Г., Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Александрович В.Ю. Распознавание патологий легких на рентгеновских снимках грудной клетки при помощи сверточных нейронных сетей // Физические основы приборостроения. 2021. – Т. 10, № 4 (42), С. 37-41.
3. Paszke A. et al. Pytorch: An imperative style, high-performance deep learning library // Advances in neural information processing systems. – 2019. – Т. 32. – P. 8026-8037.
4. Эксперимент по использованию инновационных технологий в области компьютерного зрения для анализа медицинских изображений и дальнейшего применения в системе здравоохранения города Москвы [Электронный ресурс]. URL: <https://mosmed.ai/ai/?ysclid=lp0y1gr472665463549> (дата обращения 01.11.2023).

РАННЕЕ ВЫЯВЛЕНИЕ И ЭКСПРЕСС-ОЦЕНКА СКРЫТОЙ ПОВРЕЖДЕННОСТИ ЗЕРНА КЛОПОМ ВРЕДНАЯ ЧЕРЕПАШКА ДЛЯ ВЫБОРА ОПТИМАЛЬНОГО СПОСОБА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЗЕРНА И ТЕХНОЛОГИЙ ЕГО ПЕРЕРАБОТКИ

Архипов М.В. (ФГБУН «СЗЦПО-СПБ ФИЦ РАН», ФГБНУ «Агрофизический научно-исследовательский институт»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Гусакова Л.П., Прияткин Н.С. (ФГБНУ «Агрофизический научно-исследовательский институт»), Данилова Т.А. (ФГБУН «СЗЦПО-СПБ ФИЦ РАН»)

В последние годы внимание исследователей в области экспресс-оценки качества зерна привлекают неинвазивные методы раннего обнаружения скрытых дефектов [1, 2]. Такие дефекты требуют их регистрации на всех этапах производства зерна – от посева до уборки. Особенность рентгенодиагностики заключается в возможности ее использования сразу после уборки зерна в период его послеуборочного дозаривания, который длится от полутора месяцев до полугода и более в зависимости от культуры и сорта [3, 4]. Это принципиально важно для ранней оценки хозяйственной пригодности зерна в семеноводстве или перерабатывающей промышленности.

В работе была проведена оценка скрытых дефектов зерновки для производственных партий пивоваренного ячменя, озимой и яровой пшеницы, озимой ржи на установке семейства ПРДУ.

Было установлено, что в партиях зерна ячменя из Тамбовской и Ленинградской областей полностью отсутствуют повреждения клопом, что делает эти партии пригодными для нужд пивоваренной промышленности. Установлено, что скрытая поврежденность вредителем для партии зерна пшеницы из Ростовской и Тамбовской областей не превышает установленные нормативы и это позволяет использовать данные партии для мукомольных целей. Показано также, что поврежденность вредителем зерна в области эндосперма выше установленной нормы снижает не только технологические характеристики зерна, но и показатель всхожести до величины ниже регламентированной ГОСТом. Такие партии зерна могут быть использованы только для технических целей и не могут быть применены ни в семеноводстве, ни при переработке зерна на муку. Важно отметить, что повреждение зерновки в области зародыша при отсутствии такового в эндосперме снижает показатель всхожести более, чем в 8 раз. Это делает их абсолютно непригодными для посевных целей. Однако, поскольку при технологической переработке зерна на муку удаление зародышей является обязательным, то показатель его поврежденности не будет оказывать влияния на качество муки, что позволяет использовать такие партии для переработки в мукомольном производстве.

Полученные в работе результаты являются методической базой для разработки отечественного стандарта «Зерно. Методы цифровой рентгенографии» и включения метода мягколучевой рентгенографии в Межгосударственный стандарт ГОСТ 33538-2015, как нового метода для ранней экспресс-оценки поврежденности зерновки клопом вредная черепашка. В перспективе подготовленные нормативные документы могут быть гармонизированы для оценки качества зерна с международной стандартной базой ИСО. В работе примут участие специалисты ФГБНУ ВНИИ зерна, СЗЦПО-СПБ ФИЦ РАН,

Агрофизический НИИ, СПбГЭТУ «ЛЭТИ», ООО «ЭКАН». Разработка данных нормативных документов отвечает интересам отечественного зернопроизводства и направлено на повышение его конкурентоспособности на мировом рынке зерна.

Литература.

1. Рутковская Т.С., Архипов М.В., Пасынкова Е.Н., Прияткин Н.С., Конончук П.Ю., Кочерина Н.В., Симон К.В. О связи посевных качеств семян и биохимических показателей качества зерна яровой мягкой пшеницы // Агрофизика. 2022. № 1. С. 42-48. DOI: 10.25695/AGRPH.2022.01.07.

2. Капусткина А.В. Морфофизиологические особенности прорастания зерновок озимой пшеницы при их повреждении вредной черепашкой // Вестник защиты растений. 2009. № 4. С. 39-47.

3. Архипов М.В., Потрахов Н.Н., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Щукина П.А., Рутковская Т.С., Тюкалов Ю.А. Возможности рентгенографического мониторинга зерна разного целевого назначения для решения задач семеноведения, семеноводства и зернопроизводства // Таврический вестник аграрной науки. 2022. № 3(31). С. 8-19. EDN: EVBKZX.

4. Архипов М.В., Тюкалов Ю.А., Данилова Т.А., Потрахов Н.Н., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П. К вопросу о биологической и хозяйственной неоднородности семян на основе оценки структурной целостности зерновки по показателям скрытой поврежденности // Труды Кубанского государственного аграрного университета. 2022. № 97(1). С. 27-33. DOI: 10.21515/1999-1703-97-27-33.

МЕТОД ДВУХЭНЕРГЕТИЧНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В РЕЖИМЕ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ОДНОГО ИСТОЧНИКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

***Баранов И.М., Александрова А.А., Гук К.К., Холопова Е.Д.,
Хлебникова Е.А., Грязнов А.Ю. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

Одним из методов повышения информативности рентгеновской дефектоскопии является использование режима двухэнергетичной съемки, которая, в основном, реализуется двумя способами. Согласно первому из них каждый участок исследуемого объекта просвечивается дважды – с большим и меньшим рабочим напряжением, при этом обычно используются два источника излучения (чаще всего с двумя детекторами). Вторым способом является использование многослойного приемника, чувствительного к разным областям спектра рентгеновского излучения, верхний слой такого детектора чувствителен к более мягкому излучению, одновременно являясь фильтром, пропускающим на следующий слой только более жесткую составляющую.

Реализуемые в настоящее время методы, особенно метод с двумя источниками, позволяют повысить информативность рентгеновских снимков в части контраста получаемого изображения, но, вместе с тем, не лишены определенных недостатков: способ с использованием многослойного детектора [1] приводит к существенному росту сложности и стоимости приемника рентгеновского излучения, показывая, вместе с тем, несколько худшие

результаты в сравнении со способом с двумя источниками; способ с двумя источниками, помимо повышения стоимости аппаратуры, приводит к необходимости совмещения получаемых снимков, что приводит к снижению разрешающей способности аппаратуры.

Авторами предложен способ съемки, основанный на использовании линейных быстродействующих приемников рентгеновского излучения и перестраиваемых по напряжению источников (с изменяемой амплитудой рабочего напряжения в 2-4 раза с частотой более 30 Гц). Использование указанной методики позволит реализовать двухэнергетичную схему съемки в режиме реального времени по принципу «один источник – один приемник», что даст возможность повысить технические, эксплуатационные и экономические характеристики систем рентгеновской дефектоскопии, работающих в режиме реального времени.

В настоящее время собран и испытывается макет такого источника, на котором успешно решаются основные задачи, возникающие при предложенном методе съемки:

1. Обеспечение высокой стабильности работы источника излучения на двух и более режимах с частотой 30 Гц и более (использование импульсного источника на основе разрядника-обострителя [2] или иных подобных решений невозможно, так как такие источники, обеспечивающие высокую частоту импульсов, не обеспечивают требуемой стабильности амплитуды (или интегральной мощности) импульсов, а также работают в режиме бинарного сигнала «да-нет», не генерируя напряжение нескольких значений).

2. Необходимость синхронизации источника и приемника при работе в режиме реального времени.

3. Отдельным вопросом является необходимость обеспечения близкой экспозиционной дозы в плоскости приемника при различных напряжениях на источнике, что необходимо для обеспечения оптимальной работы приемника. Данное условие может быть реализовано только с помощью прецизионного управления сеточным напряжением в трехэлектродных трубках.

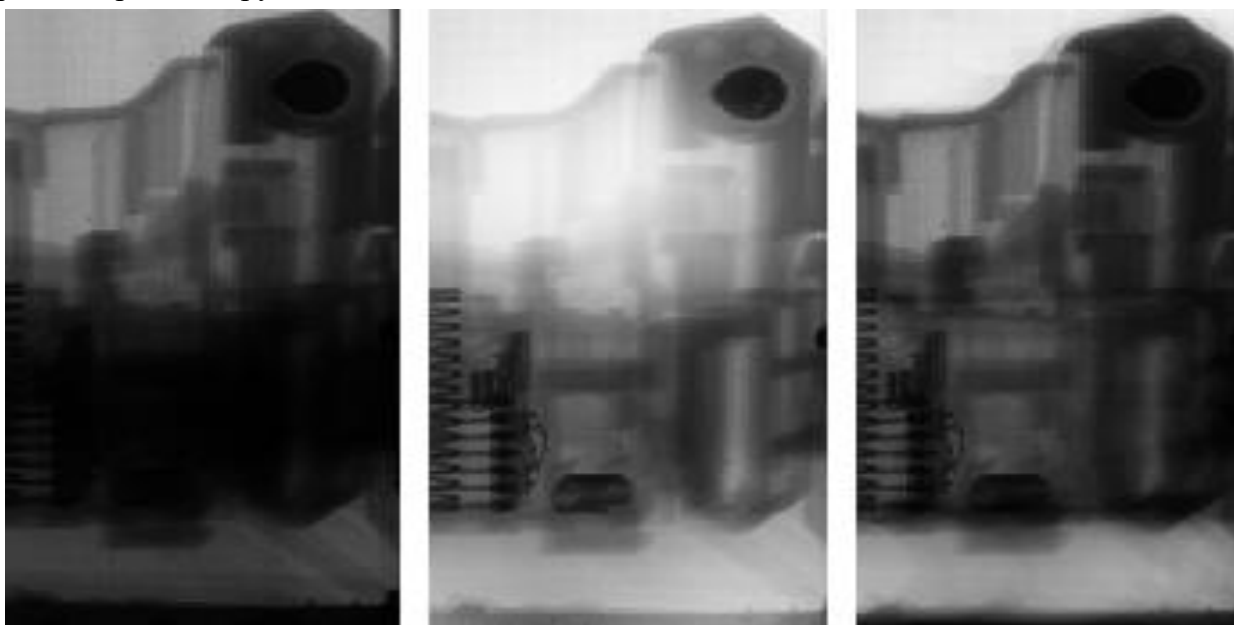


Рис. 1. Снимок узла электронной аппаратуры:
а) на 40 кВ; б) 80 кВ; в) комбинированное изображение.

Успешная реализация предлагаемого способа позволит значительно расширить возможности рентгенодефектоскопических комплексов в самых разных областях – медицинской и ветеринарной рентгенодиагностике, при контроле в микроэлектронной промышленности, в томосинтезе и рентгеновской компьютерной томографии появится возможность получать трехмерные модели на различных напряжениях [3], т. е. еще лучше осуществлять дифференциацию участков анализируемого объекта по поглощающей способности.

Литература.

1. Кожевников Д.А. Развитие метода мультэнергетической рентгеновской томографии с применением детекторов на основе микросхем семейства Medipix. Канд. дисс. Дубна, 2019.

2. Герчиков Ф.Л. Управляемое импульсное рентгеновское излучение в приборостроении / М.: Энергоатомиздат. 1987. 88 с.

3. В.Б. Бессонов, А.Ю. Грязнов, И.А. Ларионов [и др.]. Разработка алгоритма поиска дефектов на томографических срезах для исследования композитных материалов методом микрофокусной томографии // Физические основы приборостроения. – 2020. – Т. 9. – № 4(38). – С. 60-63.

НОВЫЕ И МОДЕРНИЗИРОВАННЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ АО «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН» ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ, СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА, ТЕРАПИИ И МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ (2023 г.)

***Баклин А.С., Бербушенко Д.А., Куликов Н.А., Павлов В.В.,
Тучак Г.Э., Удинцев М.П. (АО «Светлана-Рентген»)***

При изготовлении рентгеновских приборов необходимо учитывать множество факторов сложного электровакуумного производства. Ежегодно проводится большая работа по улучшению качества выпускаемых рентгеновских трубок. Ведется поиск более чистых и качественных материалов, оптимизация процессов сборки, доработки сложных технологических операций и улучшения конструкций. Разрабатываются новые приборы и модернизируются старые конструкции для их соответствия нынешним потребностям заказчиков [1].

Трубки для медицинской диагностики

В связи с частыми запросами потребителей аналога трубки ОХ110-15, была разработана трубка для медицинской диагностики с номинальным напряжением 120 кВ и током трубки 9 мА (1,1 кВт) на малом фокусном пятне и 44 мА (5,3 кВт) на большом фокусном пятне для получения снимков за время экспозиции 0,1 секунды при размерах фокусных пятен 0,6/1,8 мм соответственно. По требованию потребителя номинальное напряжение было увеличено до 125 кВ, что потребовало оптимизации циклограмм электрических тренировок данного малогабаритного вакуумного прибора и соответствующим повышением испытательного напряжения. Также возможно изготовление трубки с набором фокусных пятен 0,3/1,8 мм.

Трубка прошла проверку в моноблоках отечественных производителей медицинской техники и была признана соответствующей заявленным параметрам, а в некоторых аспектах превышающей импортные аналоги.

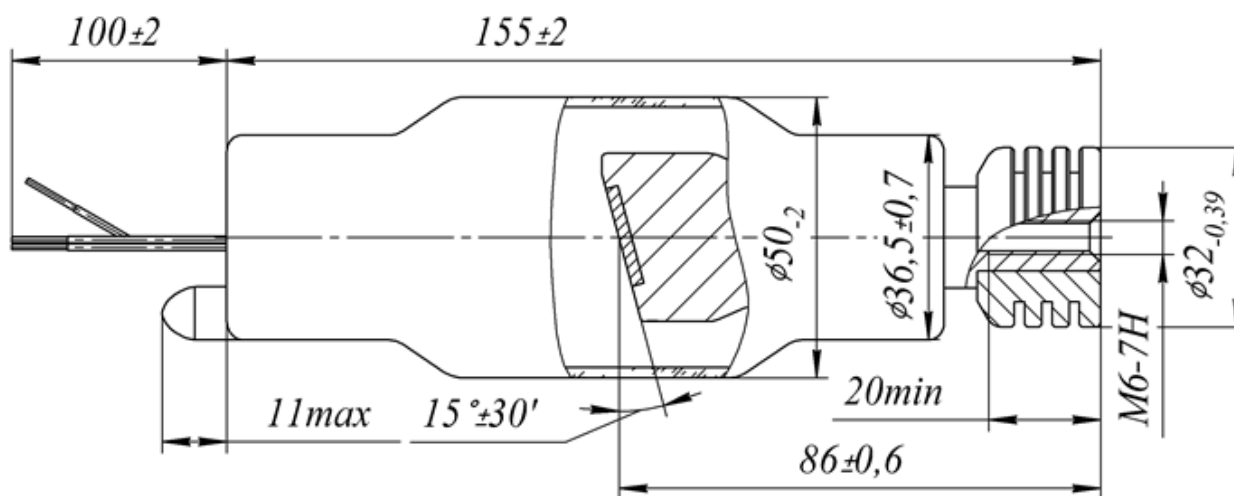


Рис. 1. Рентгеновская трубка 1,1-5,3БДМ41-125.

АО «Светлана-Рентген» провело работу по модернизации конструкции узла вращения трубок серии БД. Была изменена технология балансировки ротора с целью улучшения параметров вибраций и шумов рентгеновской трубки. Вводится в эксплуатацию современное оборудование для тренировки и испытаний трубок. Разработан новый алгоритм стабилизации электрических параметров рентгеновских трубок, позволяющий достигнуть параметров работы не хуже импортных аналогов. На базе разработанных вариантов узлов вращения создана серия новых трубок - аналогов широко используемых импортных медицинских рентгеновских трубок для рентгенодиагностики. На рисунках ниже представлены данные приборы.

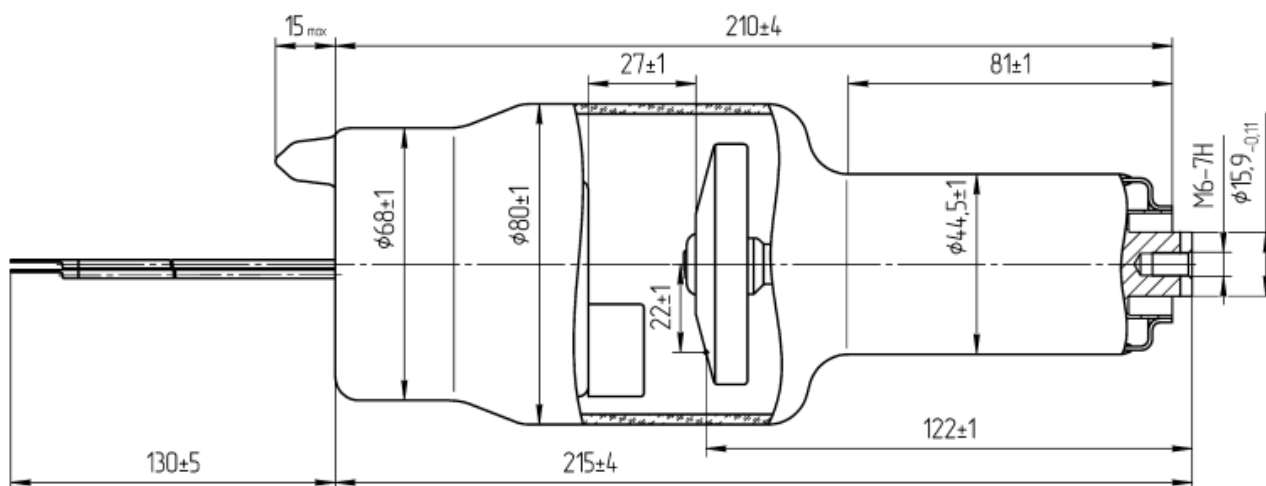


Рис. 2. Рентгеновские трубки 20-54БД68-130 и 11-32БД82-130.

Трубка 20-54БД68-130 имеет преимущество перед RTM-30 в возможности работать в режиме 50 кВ 800 мА. Трубка 11-32БД82-130 заменяет IAE X22, также массово распространенную на нашем рынке.

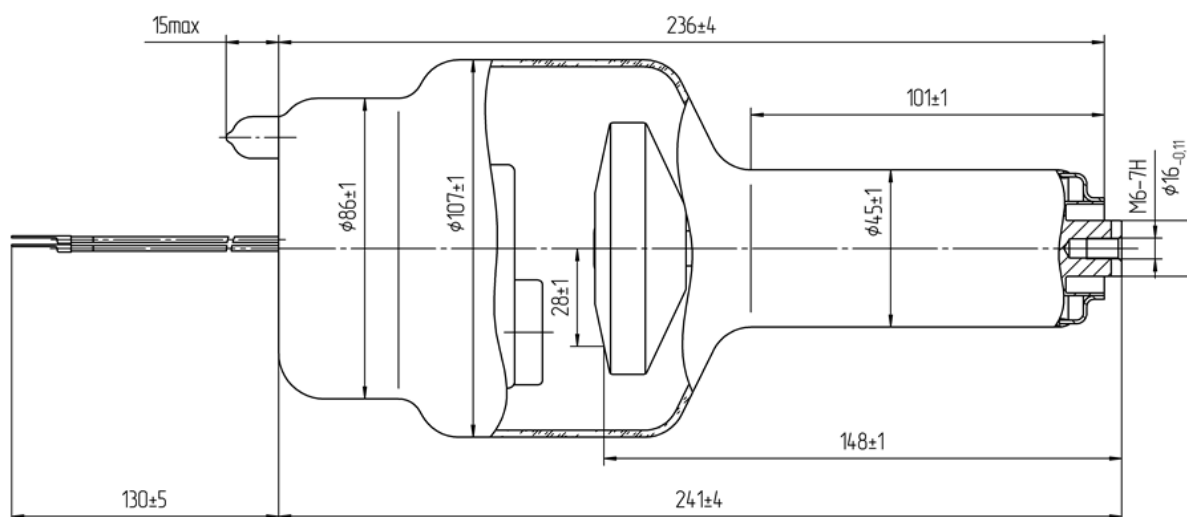


Рис. 3. Рентгеновая трубка 27-75БД67-150 (II).

В настоящий момент на завершающем этапе находится разработка маммографической трубки 4-16БД69-49, которая является аналогом импортной трубки IAE XM15T 0.1/0.3. Данная трубка будет использоваться в излучателе ИРМ69.

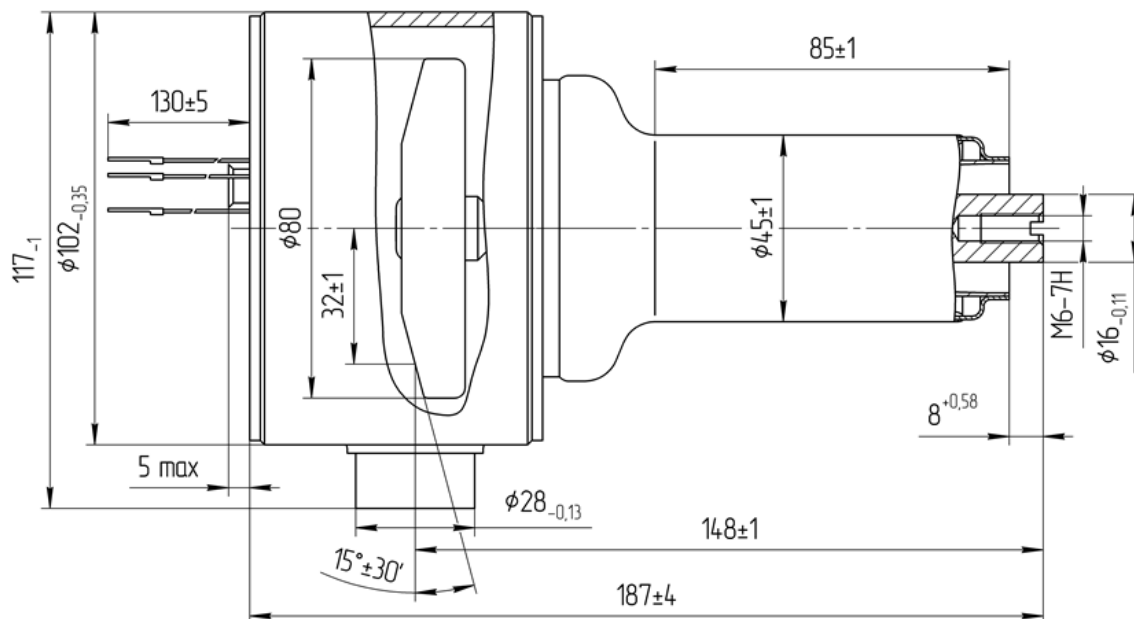


Рис. 4. Рентгеновая трубка 4-16БД69-49.

Трубка для спектрометрических задач

Потребности алмазодобывающей отрасли требуют непрерывного совершенствования технологии рентгенолюминесцентной сепарации. В связи с этим было создано множество сепараторов для доводки сухих алмазосодержащих концентратов, большинство из которых используют рентгеновские трубки БХВ22 и БХВ25. В процессе эксплуатации выяснилась необходимость увеличения значения мощности рентгеновской трубки, а также увеличения рабочей зоны облучения конвейера до ширины 170 мм. Это послужило причиной разработки рентгеновской трубки БХВ27. К ее особенностям можно отнести цилиндрический анод с боковым выходом рентгеновского излучения через протяженное бериллиевое окно. Трубка работает в непрерывном режиме с отрицательным напряжением до 60 кВ, подаваемым на катод и номинальной мощностью в повторно-кратковременном режиме до 18 кВт

(длительность импульсов 80-500 мкс при скважности не менее 4) или 4,2 кВ в длительном режиме.

К сегодняшнему дню были успешно завершены испытания в составе разрабатываемого сепаратора ЛС-Д-4-04М с расширенной зоной возбуждения в режиме 60 кВ 150 мА, и сейчас трубка проходит ресурсные испытания на предприятии АО «ИЦ «Буревестник».

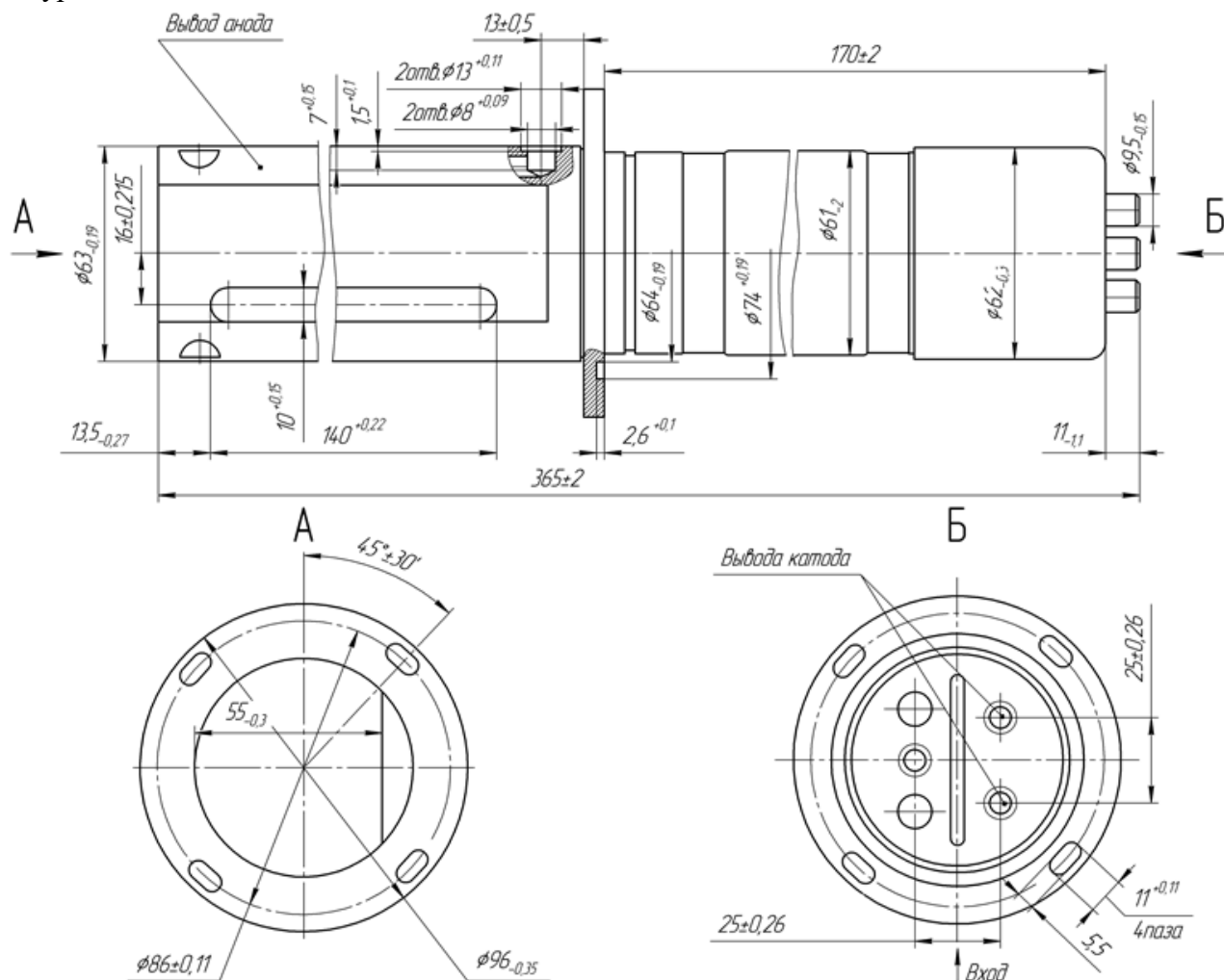


Рис. 5. Рентгеновская трубка БХВ27-Re.

Рентгеновские трубки с вынесенным анодом

0,15БТМ2-50 предназначена для нового вида рентгеновской терапии, используемого при полостных операциях, в частности, при операциях на женской груди при онкологии. Особенностью данной трубки является достаточно тонкий (диаметр не более 11 мм) трехсекционный вынесенный прострельный анод с мишенью, который позволяет подводить источник рентгеновского излучения максимально близко к облучаемому объекту (тканям). Первая секция – это протяженная стальная 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 Rapillon-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 распространенного 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 ее. 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 проведенных 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.



Рис. 6. Фото рентгеновской трубки 0,15BTM2-50 4 конструктивного исполнения.

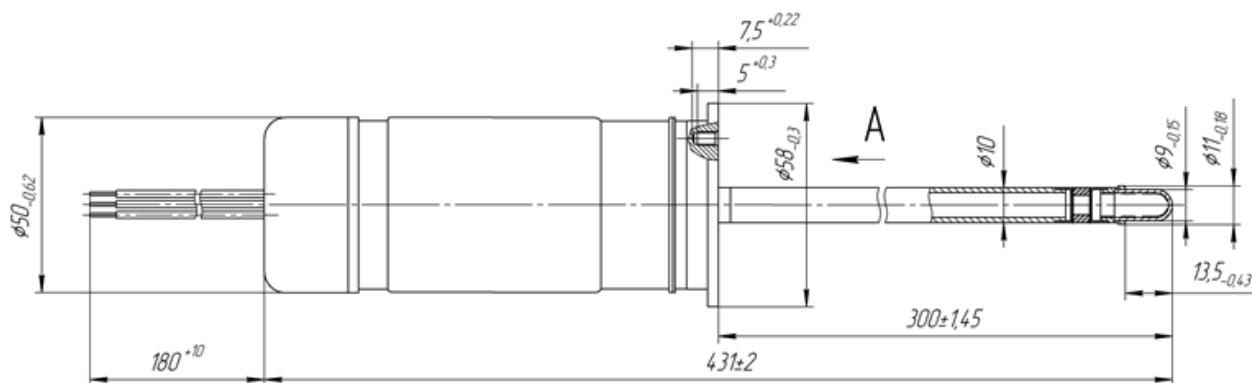


Рис. 7. Рентгеновская трубка 0,15BTM2-50 4 конструктивного исполнения.

Серия БУК и РБК

Расширяется перечень и проводится модернизация ускорительных рентгеновских бетатронных камер, выпускающихся серийно и использующихся в бетатронах отечественного (НПФ ООО «Фотон» г. Томск, ООО «Бетта Плюс» г. Томск) и зарубежного (Smiths Detection, Германия) производства. Данный тип приборов является уникальным и применяется для досмотра и при контроле крупногабаритных объектов, а также при дефектоскопии. Энергии ускоренных электронов лежат в диапазоне от 2,5 до 10 МэВ. Данные устройства используются в России, а также получили широкое распространение в таких странах, как: Китай, Индия, Германия, Великобритания и США.

Сейчас проводится работа по увеличению мощности дозы серийно выпускаемых камер БУК6 и РБК3-3М без увеличения их габаритов. Также прорабатывается задача по увеличению времени жизни катода инжекторного узла камеры РБК17-10 до 3000+ часов работы.

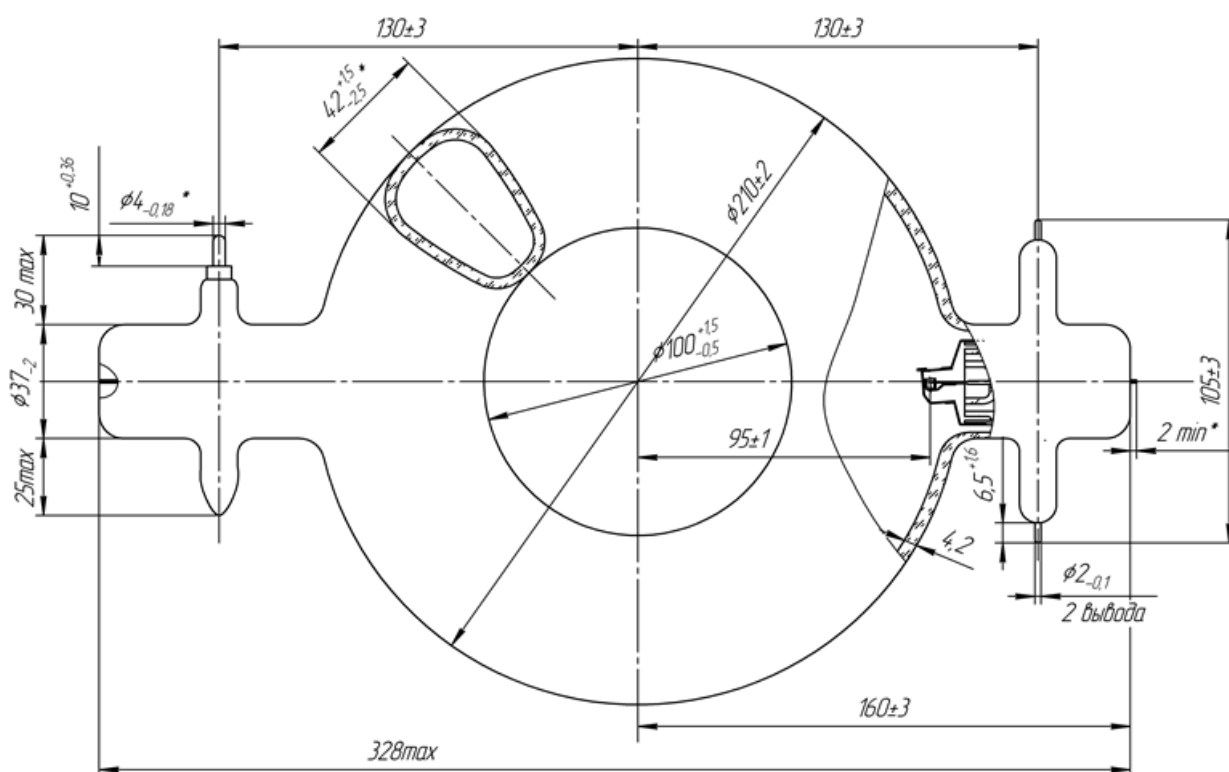


Рис. 8. Ускорительная камера РБК17-10.

АО «Светлана-Рентген» ежегодно ведет работу по созданию новых приборов и улучшению характеристик существующих и всегда готово работать с интересными и перспективными проектами для развития отечественной промышленности.

Литература.

1. Баклин А.С., Куликов Н.А. Новые рентгеновские трубки ЗАО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля и терапии (2016-2017 г.г.) // III Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016, стр. 48-51.

2. Аппарат Papillon 50 : Лечение рака прямой кишки и кожи в швейцарской клинике [Электронный ресурс], URL: <http://www.uniqueservices.ru/novosti/apparat-papillon-50-lechenie-raka-priamoj-kishki-i-kozhi-v-shveysarskoy-klinike>

ПРИМЕНЕНИЕ ПОРТАТИВНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО КОМПЛЕКСА «КОСА» ДЛЯ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ В СУДЕБНОЙ МЕДИЦИНЕ

*Блинов Н. Н. (м.), (ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А. И. Евдокимова» Минздрава России),
Федоров Е.П., Макаренко А.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Актуальность: в ходе проведения СВО сортировка потока раненых не стала единственной проблемой российских госпиталей. Еще одной важной задачей стала сортировка значительного потока погибших, а идентификация их тел и установление причины их гибели по-прежнему остаются значимыми задачами судебно – медицинской экспертизы, и рентгеновское исследование до сих пор является важным звеном при поиске вида ранящего снаряда и последствий разрушений внутренних органов. В таких условиях быстрота и удобство стали одними из важнейших характеристик при проведении рентгеновского исследования. Для улучшения процесса судебно-медицинской экспертизы был разработан портативный рентгеновский комплекс «КОСА» на основе цифрового получения изображения.

Цель исследования: изучение возможностей портативного рентгеновского комплекса при проведении рентгенологических исследований основных частей тела для судебно-медицинской экспертизы для использования в условиях военных конфликтов.

Материалы и методы: в качестве источника рентгеновского излучения использовался портативный рентгеновский аппарат РАП-120М-1Н-III весом в 4,2 кг. Всё исследование проводилось «с рук», то есть на весу, без использования штатива. В качестве детекторов при съёмке были использованы цифровые плоскопанельные рентгеновские приемники ROESIS XDR MG 1417 и RAYENCE 1417 WCC.



Рис. 1 Портативный рентгеновский аппарат моноблочного типа РАП-120М-1Н III, вид при съёмке «с рук».

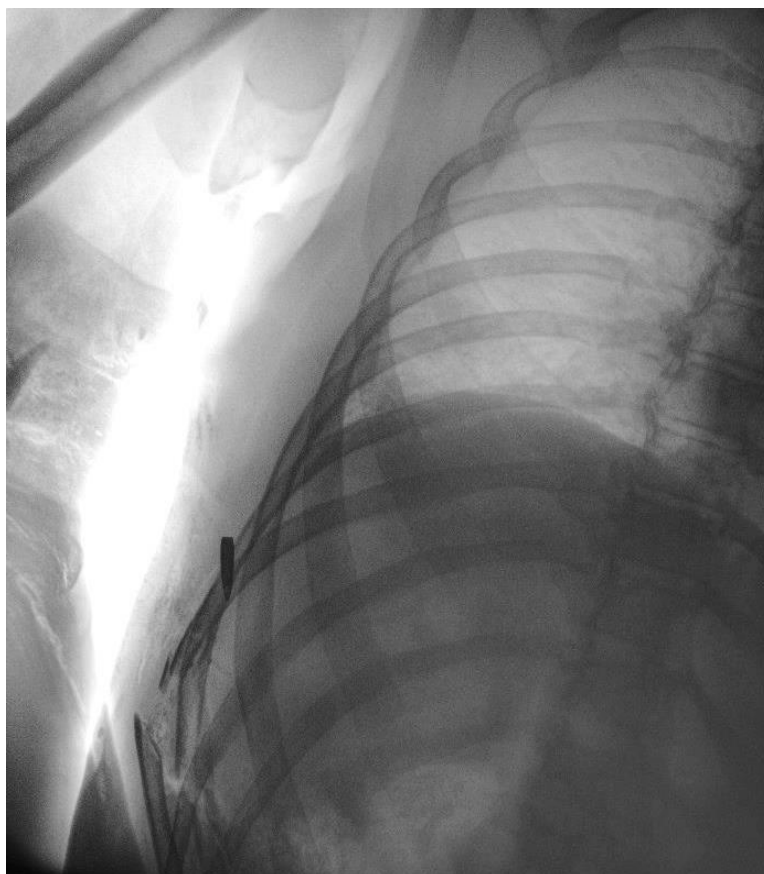


Рис. 2. Снимок грудной клетки, где визуализируется пуля и перелом рёбер, снятый на детектор Rayence 1417 WCC.

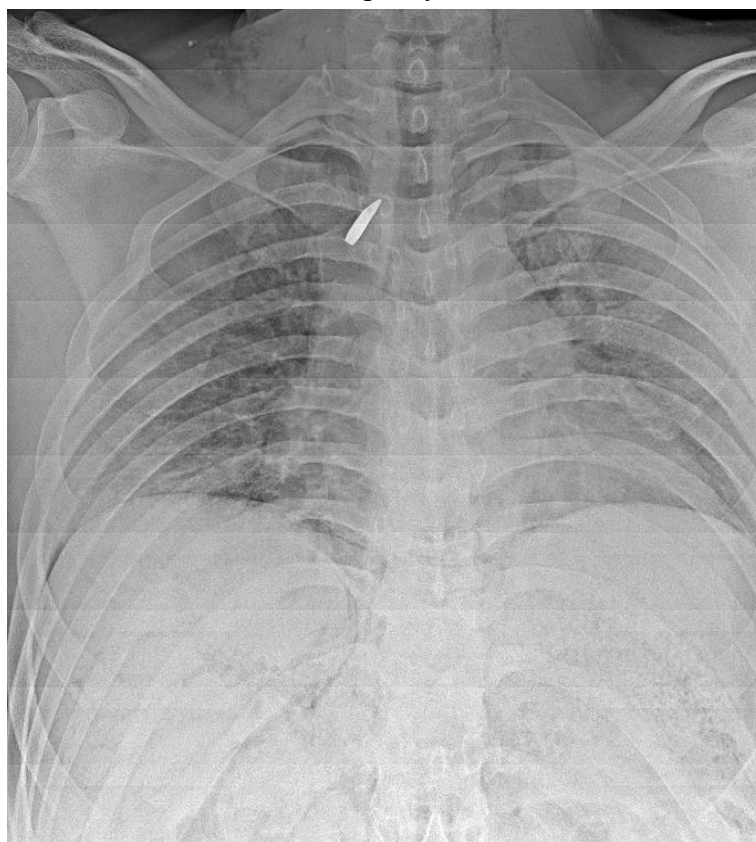


Рис. 3. Снимок грудной клетки, где визуализируется пуля, снятый на детектор Roesis XDR MG 1417.

Результаты: в ходе исследований в госпитальном отделении судебно-медицинской экспертизы было получено 250 снимков основных анатомических структур, из которых снимков черепа – 68, грудной клетки – 70, брюшной полости – 18, таза – 28, верхней конечности – 10, нижней конечности – 48, неопознанных частей – 8.

В процессе исследования на каждом из снимков был установлен факт огнестрельного повреждения, вид ранящего снаряда - фрагмент или сердечник пули, осколки мин и снарядов различной величины, и вторичные осколки, свидетельствующие о наличии препятствия перед снарядом. Также в ряде случаев визуализировалось входное отверстие огнестрельной раны, характер и направление раневого канала, а также переломы костей и травмы мягких тканей.

Заключение: таким образом, экспериментальные исследования показали, что портативный рентгеновский комплекс может быть использован для установления факта огнестрельного ранения, вида ранящего снаряда, визуализации раневого канала, а также переломов костей и травм мягких тканей в максимально короткие сроки, что делает возможным использование данного аппарата для решения задач судебно-медицинской экспертизы при массовом поступлении тел.

ДОКЛИНИЧЕСКИЕ ИСПЫТАНИЯ ПО ДЛЯ МАММОГРАФИЧЕСКОГО ИЗМЕРЕНИЯ ОБЪЕМНОЙ ПЛОТНОСТИ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

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

Объемная плотность молочной железы (ОПМЖ) – это доля фиброзно-железистой ткани (ФЖТ) в общем объеме молочной железы (МЖ). Избыточная плотность сама по себе может являться патологическим состоянием, требующим диагностики и терапии (мастопатия). Кроме того, избыточная плотность является значимым предиктором возможного развития онкологии (см., например, Tyrer-Cuzick risk model) [0]. А карта плотности может помочь как врачу, так и экспертной системе, сделать более точное заключение о состоянии пациентки и принять решение о проведении дополнительных диагностических мероприятий. Существуют программы на основе глубоких свёрточных нейронных сетей [0], определяющие категорию плотности по классификации ACR BI-RADS по снимку FOR PRESENTATION. Однако существует запрос на определение не только категории плотности, но и на расчет процентного содержания ФЖТ и карты плотности.

За последние несколько десятилетий было разработано множество методов анализа содержания ФЖТ в МЖ. Обобщенно эти методы можно разделить [0] по следующим признакам:

- тип анализа (качественный, количественный);
- степень автоматизации (визуальный, полуавтоматический, автоматический);
- пространство оценки (площадь, объем).

Разработанное ПО предназначено для определения объема, карты плотности и процентного содержания ФЖТ в МЖ по рентгеновскому изображению (РИ), т.е. производит количественную автоматическую оценку по объему. ПО выполняет следующие функции:

- калибровка рентгеновского аппарата;

- предварительная обработка РИ (удаление шумов);
- сегментация;
- расчет двумерной карты геометрической толщины компрессированной МЖ (КМЖ);
- разложение компонентного состава КМЖ по двум выбранным тканеэквивалентным материалам.

При этом к входным данным и условиям их получения предъявляются следующие требования:

- качество снимка выше I (по шкале PGMI);
- только одна КМЖ на снимке;
- снимок без увеличения;
- компрессионная лопатка параллельна детектору;
- исследование без контраста;
- отсутствие инородных объектов на РИ: протезов, имплантов, дополнительной компрессии, краев малой компрессионной лопатки.

Исходя из анализа литературы [0, 0], к результатам работы ПО можно предъявить следующие требования:

- рассчитанные объем МЖ и ОПМЖ должны быть близки для одной и той же МЖ, снятой в один день (коэффициент корреляции Пирсона не менее 0.9 для пар снимков в проекции СС, не менее 0.8 для пар снимков СС/МЛО или МЛО/МЛО);
- рассчитанные объем МЖ и ОПМЖ левой и правой МЖ одной и той же пациентки должны быть близки, но не идентичны (коэффициент корреляции Пирсона не менее 0.8, но не более 0.98);
- ОПМЖ должна в среднем уменьшаться с возрастом;
- категория плотности по ACR BI-RADS, соответствующая рассчитанной ОПМЖ, не должна отличаться от категории, выставленной экспертным методом (категории должны совпадать не менее чем в 68% случаев, отличие должно быть не более чем на одну категорию в 95%).

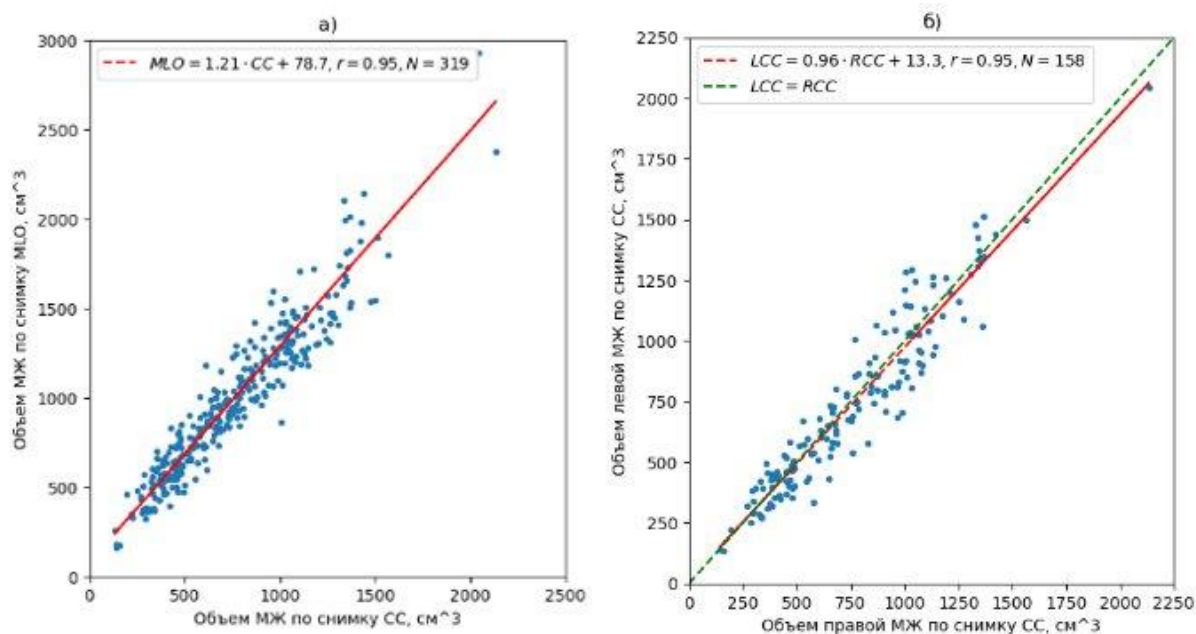


Рис. 1. Объёмы КМЖ, рассчитанные по РИ: а – одной и той же МЖ, в проекциях СС и МЛО; б – правой и левой МЖ одной и той же пациентки, в проекции СС.

Из приведенных на рис. 1 зависимостей можно увидеть, что:

- коэффициент корреляции между СС и МЛО: $r_a > 0.8$;
- коэффициент корреляции между RCC и LCC: $0.8 < r_b < 0.98$;
- объём МЖ, рассчитанный по снимку МЛО, больше объёма, рассчитанного по снимку СС (см. а), т.к. на косо́й проекции визуализируется подмышечная область, отсутствующая на прямой проекции;
- объёмы левой и правой МЖ, полученный из снимков СС, близки, что подтверждается близостью полученной регрессии к $y=x$. Дополнительно построена гистограмма разностей объёмов (рис. 2Рис. 2), из которой видно, что средняя разность объёмов ($17,2 \text{ см}^3$) мала по сравнению со средним объёмом МЖ ($752,2 \text{ см}^3$), составляя всего 2.3 %.

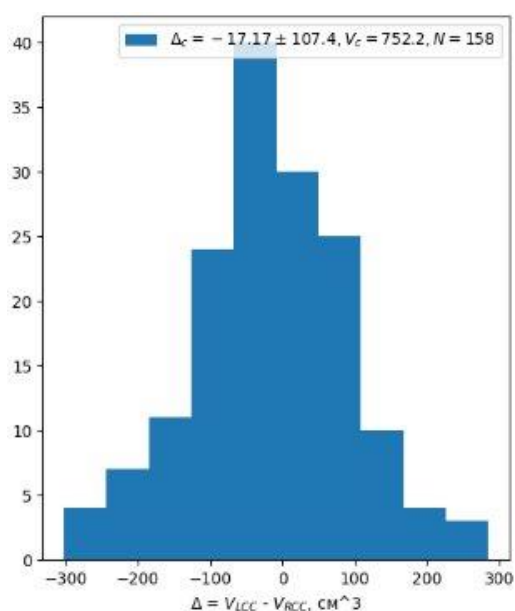


Рис. 2. Гистограмма разностей объёмов левой и правой МЖ одной и той же пациентки, полученных из РИ в проекциях СС.

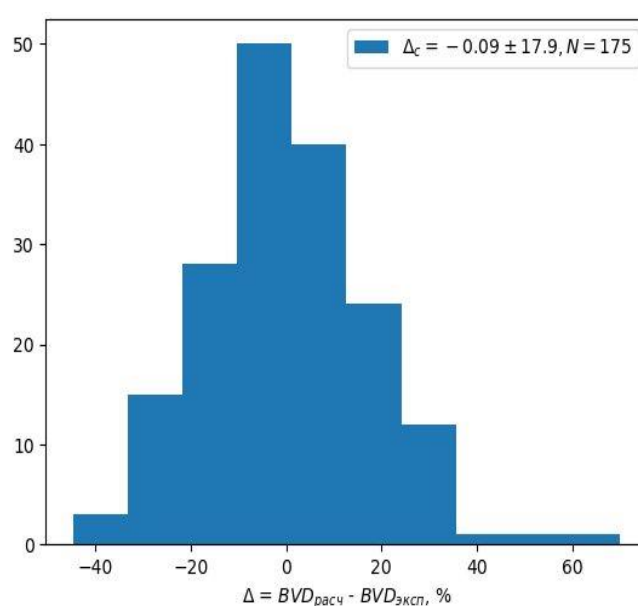


Рис. 3. Гистограмма невязок между ОПМЖ одной и той же МЖ, полученных расчетным и экспертным способами.

Для экспертной оценки категорий плотности были привлечены три врача-рентгенолога, специализирующихся на маммографии. Независимо, вслепую, в случайном порядке они оценили категории плотности 175 МЖ. Можно, с известной долей условности, допустить, что МЖ первой категории плотности в среднем обладает объемной плотностью 12,5%, второй категории – 37,5%, третьей категории – 67,5%, четвёртой категории – 87,5%. Полученное исходя из этого распределение невязок между рассчитанными и оцененными экспертами ОПМЖ показано на рис. 3. В полученном множестве из 175 невязок 169 (97%) попадают в интервал $\pm 37.5\%$ (т.е. полторы «ширины» категории).

На рис. 4 построены плотности МЖ (среднее между плотностями, рассчитанными по СС и МЛО проекциям) в зависимости от возраста пациентки. Как и ожидалось, наблюдается нисходящий тренд.

В процессе работы выявлены факторы, которые влияют на точность расчета:

- режим работы аппарата в процессе калибровки (он должен быть таким же, как в процессе эксплуатации);
- актуальность калибровочных данных (их необходимо актуализировать по мере дрейфа характеристик аппарата в процессе срока службы);

- точность входных значений анодного напряжения, количества электричества, толщины компрессии;
- точность и стабильность сегментации;

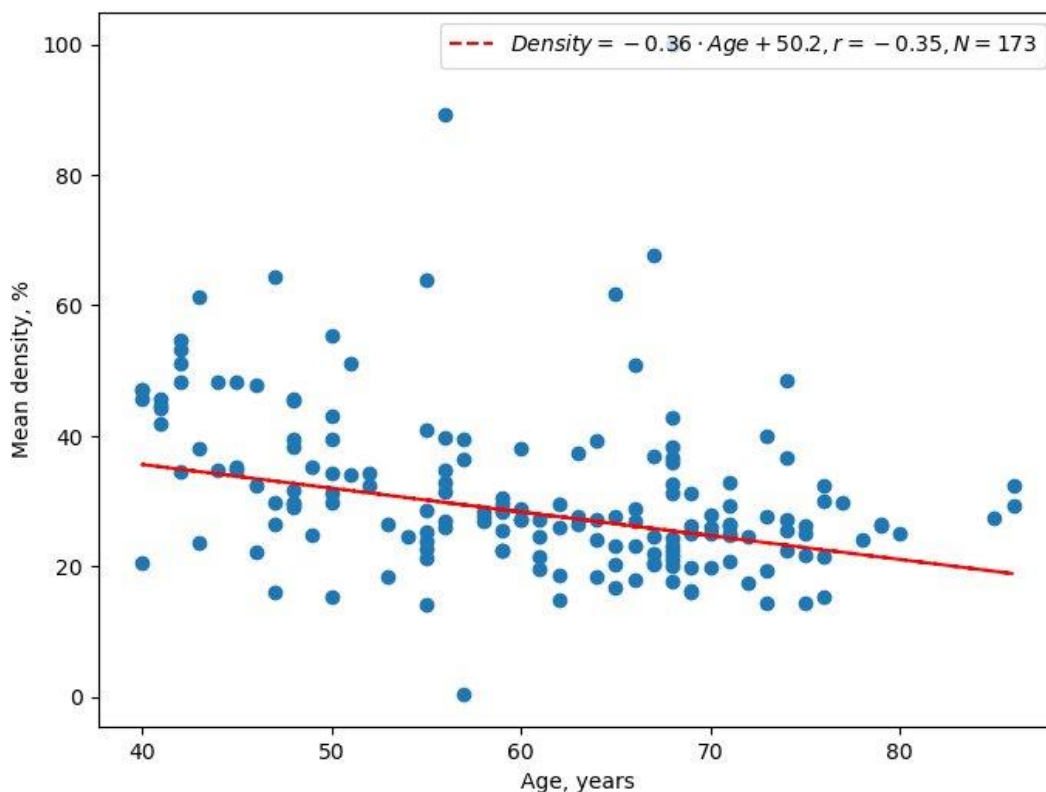


Рис. 4 Зависимость рассчитанного значения плотности МЖ от возраста пациентки.

Влияние данных факторов в дальнейшем предстоит минимизировать для уменьшения случайной и систематической погрешностей расчётов.

Работы выполнены при поддержке Фонда содействия инновациям.

Литература.

1. Арапова О.С., Федоров Н.М., Ощепков В.Н. Значение маммографической плотности молочной железы в диагностике и лечении онкопатологии // Академический журнал Западной Сибири, 2020, № 5 (88), Том 16, с. 12-17.
2. Astley S. et al. A comparison of five methods of measuring mammographic density: a case-control study // Breast Cancer Research, 2018, vol. 20, iss. 1, art. 10.
3. Destounis S., Arieno A., Morgan R., Roberts C., Chan A. Qualitative Versus Quantitative Mammographic Breast Density Assessment: Applications for the US and Abroad // Diagnostics, 2017, vol. 7, iss. 2, art. 30.
4. Ng K.-H., Lau S. Vision 20/20: Mammographic breast density and its clinical applications // Medical Physics, 2015, vol. 42, iss. 12, pp. 7059-7077.
5. Fieselmann A. et al. Volumetric breast density measurement for personalized screening: Accuracy, reproducibility, consistency, and agreement with visual assessment // Journal of Medical Imaging, 2019, vol. 6, iss. 03, art. 1.

РЕНТГЕНОВСКАЯ КАМЕРА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КРИСТАЛЛОВ-СЦИНТИЛЛЯТОРОВ

*Асадчиков В.Е., Волчков И.С., Дымищев Ю.М., Каневский В.М., Рошин Б.С., Фёдоров В.А.
(ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН)*

Детекторы рентгеновского и гамма-излучения применяются в измерительных установках различного назначения. Регистрация быстрых процессов с временным разрешением ~ 1 мс и меньше – задача, актуальность которой в современных исследованиях возрастает. Если для синхротронного излучения ввиду его высокой интенсивности эта задача решена [1-3], то для лабораторных источников необходимы более чувствительные системы регистрации. В случае сцинтилляционных детекторов, их эффективность во многом определяется типом используемых кристаллов-сцинтилляторов. Сцинтилляционные свойства под влиянием рентгеновского и гамма-излучения проявляет множество различных кристаллов [1-4]. Для оперативной оценки световых выходов, спектра высвечивания и радиационной стойкости кристаллов, был разработан и сконструирован опытный образец рентгеновской камеры, внешний вид и схема которой представлены на рис. 1.

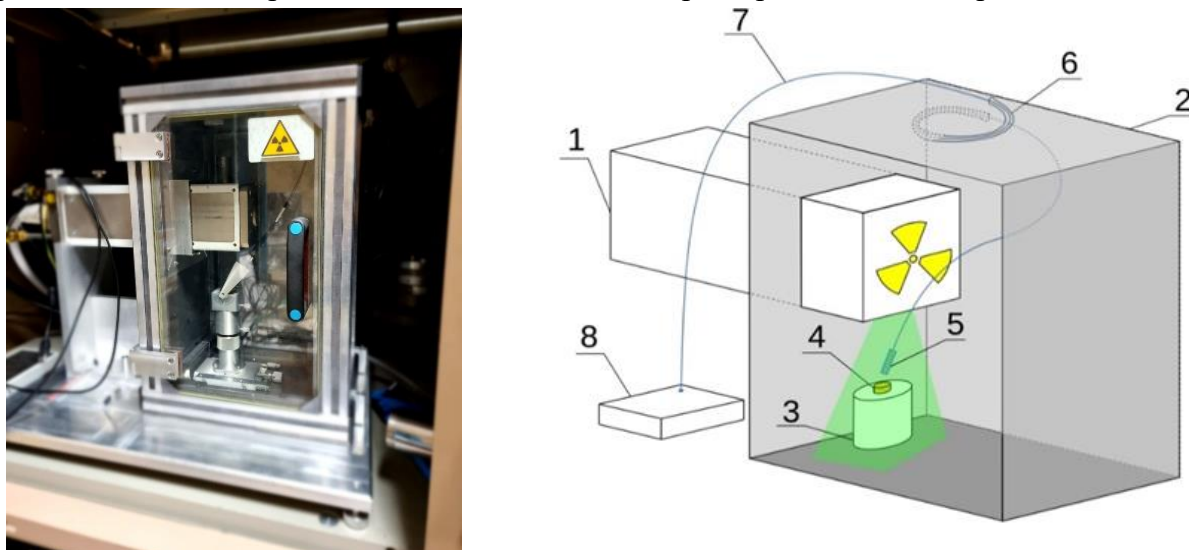


Рис. 1. Внешний вид установки (слева) и её схема (справа): 1 – рентгеновская трубка; 2 – рентгенозащитная камера; 3 – столик для образца; 4 – образец; 5 – конденсор; 6 – свинцованная лабиринтная система; 7 – световод; 8 – оптический спектрометр.

Источником рентгеновского излучения в установке служит рентгеновская трубка (1) для структурного анализа типа БСВ-45 с молибденовым анодом. В рентгенозащитной камере (2) располагается часть кожуха трубки с выходным окном, направленным вниз на столик (3), на котором располагается исследуемый кристалл (4). По бокам столика закреплён держатель оптического конденсора (5), позволяющий устанавливать его под заданным углом по отношению к кристаллу. К конденсору присоединён световод, обеспечивающий вывод оптического излучения за пределы камеры через свинцованную лабиринтную систему (6), исключая выход рентгеновского излучения наружу. Второй конец световода (7) подключён к оптическому спектрометру (8).

В системе применён миниспектрометр FSD10 [5], но возможно использовать любой спектрометр, имеющий совместимый оптический коннектор типа SMA 905. Доступ в камеру

для установки и юстировки образца осуществляется через дверцу, изготовленную из свинцового стекла, и оснащённую концевым выключателем, предотвращающим возможность включения источника излучения при открытой дверце.

Измерения на установке проводились при напряжении на трубке 45 кВ и токе 30 мА. Рентгеновское излучение без каких-либо коллимирующих элементов попадало на кристалл, полностью освещая его. Было исследовано несколько типов кристаллов: фторидов, хлоридов, гранатов, рубина и антрацена. Полученные спектры представлены на рис. 2.

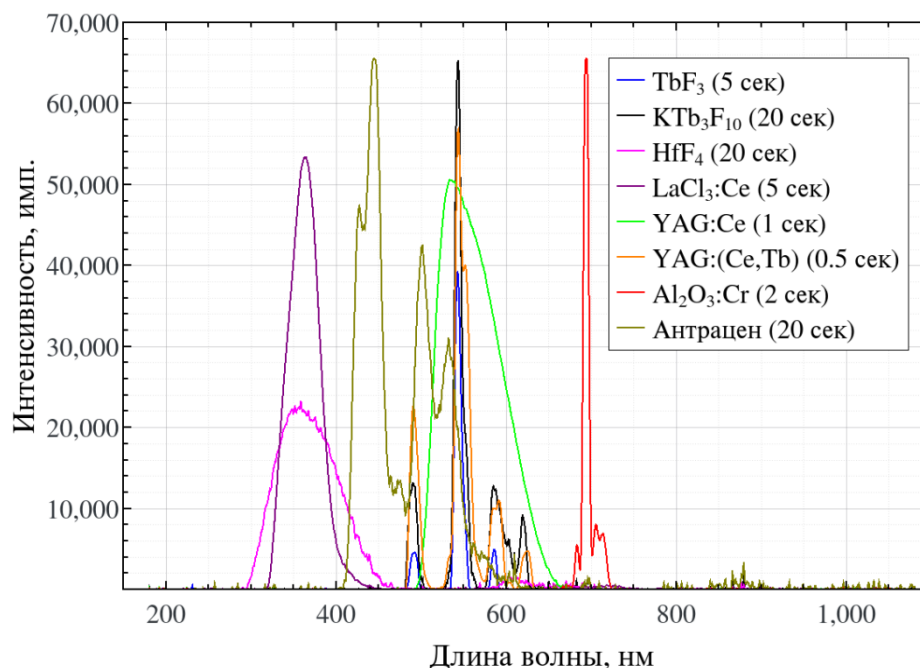


Рис. 2. Оптические спектры исследованных кристаллов (в скобках указано время съёмки).

Установлено, что одним из наиболее эффективных кристаллов по световыходу является иттрий-алюминиевый гранат, допированный церием (YAG:Ce). Также известно, что данный материал обладает малым временем высвечивания [4], позволяющим фиксировать быстрые процессы, и спектром излучения, хорошо согласующимся со спектром поглощения кремния. Это позволяет рассматривать его как перспективный материал не только для точечных, но и двумерных рентгеновских детекторов.

Литература.

1. Xie H., Luo H., Du G., Zhao C., Xu W., Zhou G., Chen R., Xiao T. // Journal of synchrotron radiation 2019, 26(5), 1631.
2. Tous J., Parizek J., Blazek K., Sulc M., Melich R., Dusek M., Vanek T. // Journal of Instrumentation 2020, 15(2), C02014.
3. Riedel M., Gustschin A., Ushakov L., Noichl W., Taphorn K., Busse M., Beckmann F., Hammel J., Moosmann J., Herzen J. // Developments in X-Ray Tomography XIII. – SPIE 2021, 11840, 123.
4. Luo Z., Moch J.G., Johnson S. S., Chen C.C. // Current Nanoscience 2017, 13(4), 364.
5. Мини Спектрометр с волоконным входом ФСД10-FSD10 v6-2 [Электронный ресурс], URL: <https://optofiber.ru/ru/spectrometers/mini-spektrometr>

ОТЕЧЕСТВЕННЫЕ ИЗЛУЧАТЕЛИ СЕМЕЙСТВА ИРД И ИРМ. ПРОИЗВОДСТВО И ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ.

Баклин А.С. (АО «Светлана-Рентген»), Горлов А.П. (АО «С.Е.Д.-СПб»)

В докладе описано развитие продуктовой линейки рентгеновских излучателей совместной разработки АО «С.Е.Д.-СПб» и АО «Светлана-Рентген» – рентгеновские диагностические излучатели серии ИРД и маммографические излучатели серии ИРМ.

АО «С.Е.Д.-СПб» и АО «Светлана-Рентген» являются дочерними предприятиями ПАО «Светлана» — старейшего и крупнейшего предприятия России. АО «С.Е.Д.-СПб» занимается разработкой и производством мощных электровакуумных приборов с сеточным управлением – генераторных и модуляторных ламп, с 2021 года является производителем рентгеновских излучателей. АО «Светлана-Рентген» осуществляет деятельность в области разработки и производства рентгеновских трубок различных областей применения.

Совместными усилиями наших предприятий на базе отечественной рентгеновской трубки 27-75БД67-150 производства АО «Светлана-Рентген», разработан и с 2022г производится на АО «С.Е.Д.-СПб» рентгеновский диагностический излучатель ИРД-67 (ФДКЛ.943100.010). В рамках совместной ОКР разработан излучатель маммографический ИРМ-69 (ФДКЛ.943100.020).

В течении 2022-2023гг излучатель ИРД-67 прошел тестирование у ведущих российских производителей рентгеновской техники и включен у нескольких компаний в качестве комплектующего устройства в Регистрационное удостоверение на рентгеновский аппарат.

По результатам тестирования излучателя производители рентгеновской техники отметили соответствие параметров рентгеновского излучателя заявленным, а также дали рекомендации в части перспектив улучшения характеристик.

Испытаниями проверены и подтверждены следующие параметры:

- Номинальное напряжение – 150 кВ.
- Величина фокусных пятен – 0,6/1,2 мм.
- Максимальный ток накала – 5,5 А.
- Номинальная мощность – 75 кВт.
- Сопротивление обмоток статора – 22/52 Ом.
- Радиационный выход - $0,16 \text{ мГр} \frac{\text{м}^2}{\text{мин} \cdot \text{мА}}$ при 40кВ; $6,32 \text{ мГр} \frac{\text{м}^2}{\text{мин} \cdot \text{мА}}$ при 150кВ.
- Слой половинного ослабления $\geq 2,5 \text{ мм Al}$.
- Рентгеновская защита $\leq 1 \text{ мЗв/ч}$ на расстоянии 1м от фокусного пятна.

Испытания в различном объеме проведены следующими производителями:

- НПАО «АМИКО»;
- АО «НИПК «Электрон»;
- ЗАО «АДВИН Смарт Фэктори»;
- АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд»;
- ООО «С.П.Гелпик»;
- ООО «ВКО Медпром».

В результате анализа отзывов о работе излучателей в образцах рентгеновских аппаратов, а также собственного опыта изготовления, тренировки и испытаний излучателей за 2023 год проведена следующая работа по доработке конструкции и технологии изготовления излучателей ИРД-67 в целом и рентгеновской трубки 27-75БД67-150 в частности.

- Изменена технология балансировки ротора с целью улучшения параметров вибраций и шумов рентгеновской трубки.

- Вводится в эксплуатацию современное оборудование для тренировки и испытаний рентгеновских трубок и излучателей.

- Разработан новый алгоритм стабилизации электрических параметров рентгеновских трубок, позволяющий достигнуть параметров работы излучателя не хуже импортных аналогов.

- Разработано исполнение рентгеновской трубки и рентгеновского излучателя с максимальной скоростью вращения ротора 3000 об/мин с применением отечественных подшипников.

- В исполнении рентгеновской трубки на 10000 об/мин опробовано применение подшипниковых опор различных производителей, с целью снижения зависимости от импортных комплектующих.

- Применено стекло рентгеновской трубки производства МВСЗ для улучшения электрических характеристик и повышения стабильности работы на повышенных нагрузках.

- Разработано исполнение рентгеновского излучателя с применением статора с обмотками 9/28 Ом и номинальным напряжением 220В для максимальной совместимости с имеющимися на рынке рентгеновскими питающими устройствами (генераторами).

- Увеличена длина ротора с целью улучшения условий охлаждения анода и общего улучшения тепловых характеристик излучателя.

- Разработана и внедрена специальная тара для исключения нарушений допустимого транспортного положения и максимальной защиты излучателя в процессе перевозки.

- Внедрены дополнительные проверки готовой продукции с применением нового контрольно-измерительного оборудования.

В настоящий момент на завершающем этапе находятся следующие работы:

- Прорабатывается вопрос изготовления и применения опоры узла вращения рентгеновской трубки отечественного производства с целью снижения зависимости от импортных комплектующих.

- Увеличиваются производственные мощности АО «С.Е.Д.-СПб» для удовлетворения растущего спроса.

Разработанный продукт удовлетворяет потребность рынка в флюорографических и рентгеновских диагностических излучателях. Откорректирована конструкторская и технологическая документация, позволяющая серийно изготавливать излучатель ИРД-67.

Подходы к производственным процессам АО «С.Е.Д.-СПб» позволяют выпускать продукцию высокого качества, а также своевременно реагировать на пожелания потребителей.

Полученный опыт разработки и производства ИРД-67 успешно применяется в рамках исполнения ОКР на разработку и серийное производство излучателя рентгеновского

маммографического ИРМ-69. Разработана и внедрена конструкторская и технологическая документация, изготовлены и испытаны макеты и опытные образцы (лит.О1) рентгеновских трубок и рентгеновских излучателей ИРМ-69. Испытания в том числе проведены совместно с АО «РЕНТГЕНПРОМ». В настоящий момент изготавливается установочная партия серийной продукции.

АО «С.Е.Д.-СПб» совместно с АО «Светлана-Рентген» успешно решает поставленные задачи в области качества получаемой продукции, разрабатывает новые виды и исполнения рентгеновских излучателей, а также наращивает производственные мощности для покрытия потребностей рынка.

РАЗРАБОТКА ДЕТЕКТОРА ВТОРИЧНЫХ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ ЭЛЕКТРОННОГО МИКРОСКОПА

Атаян А.Ю., Сайгушева А.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Для исследования микроструктуры твердых тел, их локального состава и т.д. используется электронная микроскопия. Основным прибором для проведения данного типа исследований является электронный микроскоп. Принцип его работы основывается на бомбардировке поверхности образца электронным пучком, который формируется электронной пушкой и системой фокусировки, а отклонение пучка электромагнитной системой позволяет сканировать объект и получать изображение. При взаимодействии пучка электронов с веществом генерируются вторичные электроны, обратноотраженные электроны, Оже-электроны и рентгеновское излучение, которые являются носителями информации о топографии и составе образца.

Одним из первых этапов работ является подбор и разработка детектора вторичных электронов (SE-детектора). Он используется для изучения морфологии поверхности за счет взаимодействия с атомами вещества первичного пучка, в результате которого из образца вылетают электроны с небольшой энергией порядка 50 эВ. Наиболее широко используемым детектором является детектор Эверхарта-Торнли, который состоит из сцинтиллятора и фотоумножителя (ФЭУ). Его схема представлена на рис. 1.

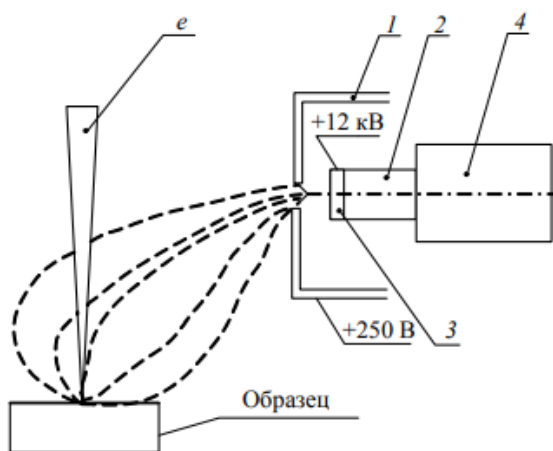


Рис. 1. Схема детектора эмитированных электронов Эверхарта-Торнли:

1 – коллектор; 2 – световод; 3 – сцинтиллятор; 4 – фотоумножитель.

Поверхность сцинтиллятора покрывается пленкой алюминия, на которую подается напряжения 10 кВ – 15 кВ. Перед ним ставится коллектор – сетка, на которую подается

потенциал от 100 В до 200 В. Электроны, ускоренные высоким потенциалом пленки, попадают в сцинтиллятор, вызывают излучение света, который в свою очередь через световод направляется на фотокатод ФЭУ.

Для разрабатываемого детектора был выбран ФЭУ-27, исходя из невысокой стоимости и доступности на рынке. В данном приборе стоит висмута-серебряно-цезиевый фотокатод (BiAgCs), спектральная характеристика (С-5) показана на рис. 2 (красная линия). Область максимальной спектральной чувствительности находится в диапазоне 480 – 520 нм.

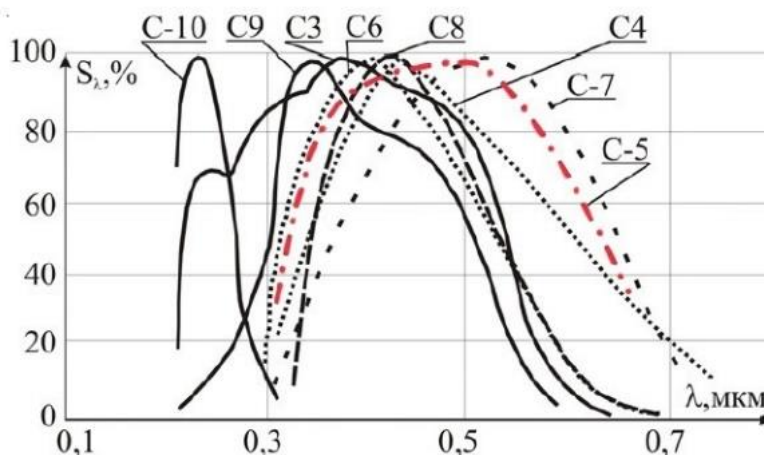


Рис. 2. Характеристики спектральной чувствительности фотокатодов.

Для преобразования электронов в световой поток, который далее направится на фотокатод ФЭУ, необходимо подобрать сцинтиллятор. К нему предъявляются следующие требования:

1. Регистрация частиц низких энергий порядка 15 кэВ;
2. Спектр излучения должен совпадать со спектральной областью чувствительности фотокатода ФЭУ;
3. Материал сцинтиллятора должен быть прозрачен для собственного излучения.

Для этого подходят сцинтилляторы на основе монокристаллов ортосиликата лютеция-иттрия, легированный церием $LYSO(Ce)$, фторида кальция, легированный европием CaF_2 , йодид цезия, легированный таллием $CsI(Tl)$, иттрий алюминиевого граната, легированного церием $YAG(Ce)$ и т.д. Для крепления сцинтиллятора к фотокатоду ФЭУ используется оптический клей.

Для разрабатываемого детектора в итоге был выбран фторид кальция, легированный европием, спектр излучения которого представлен на рис. 3.

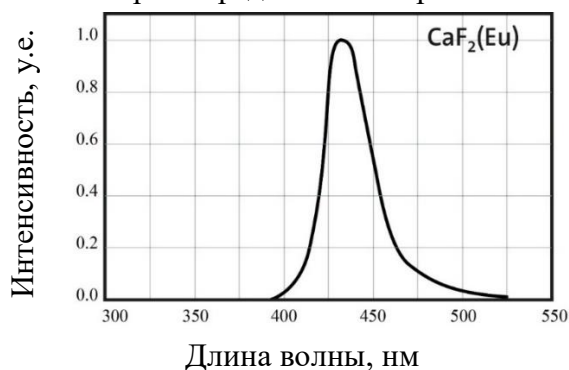


Рис. 3. Спектр излучения фторида кальция, легированного европием.

Для работы прибора необходимо обеспечить стабильное напряжение питания, равное 1890 В. Схема генератора напряжения представлена на рис. 4. Переменное напряжение на

первичной обмотке высоковольтного трансформатора создается с помощью двух полевых транзисторов, управляемых ШИМ сигналом. Контроль выходного напряжения осуществляется с помощью измерения сигнала обратной связи.

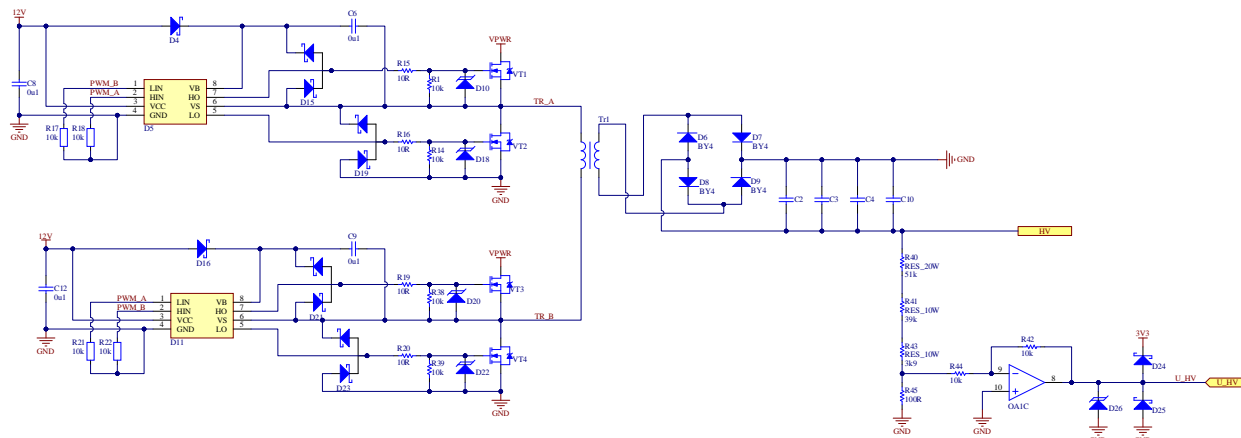


Рис. 4. Схема генератора напряжения для ФЭУ.

Напряжение со вторичной обмотки выпрямляется и сглаживается с помощью высоковольтных диодов и группы керамических конденсаторов. Емкость конденсаторов вычислялась исходя из требуемого коэффициента уровня пульсаций, равным 0,001.

$C = \frac{I}{2\pi * f * m * U * k}$, где f – частота передачи, k – коэффициент уровня пульсаций, U – требуемое стабилизированное напряжение, I – ток нагрузки.

$$C = \frac{I}{2\pi * f * m * U * k} = \frac{20 * 10^{-3}}{2\pi * 30000 * 2 * 1890 * 0,001} = 28 \text{ нФ}$$

Для измерения анодного тока, который пропорционален количеству попавшего на фотокатод света, используется трансимпедансный усилитель, схема которого представлена на рис. 5.

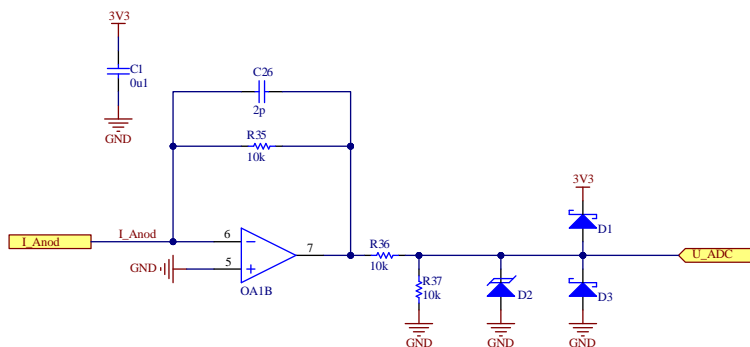


Рис. 5. Электрическая схема для измерения анодного тока.

Сигнал с выхода трансимпедансного усилителя (U_ADC) измеряется встроенным АЦП микроконтроллера. Подбор резистора обратной связи зависит от значения анодного тока, который может меняться в широких пределах. Значение минимального тока неизвестно, так как это зависит от минимального количества вторичных электронов, вылетевших из образца. Согласно документации на ФЭУ-27, среднее значение анодного тока равно 200 мкА, следовательно, максимальный номинал резистора равен:

$$R_{max} = \frac{U_n = 3.3 \text{ В}}{I = 200 \text{ мкА}} = 16,5 \text{ кОм.}$$

Так как 200 мкА – это среднее значение, и анодный ток может его превысить, то номинал резистора должен быть меньше, например, 10 кОм.

Питание диодов ФЭУ осуществляется с помощью резисторной схемы деления напряжения. Ток делителя должен быть в несколько раз больше анодного тока. Так, среднее значение тока анода составляет 200 мкА, тогда ток делителя будет равен:

$$I_{\text{дел}} = I_a(\text{мкА}) * 100 = 200 \text{ мкА} * 100 = 20 \text{ мА}.$$

Напряжение питания составляет 1890 В, тогда полное сопротивление делителя равно:

$$R_{\text{полн}} = \frac{U_{\text{п}}(\text{В})}{I_{\text{дел}}(\text{мА})} = \frac{1890 \text{ В}}{20 \text{ мА}} = 94500 \text{ Ом} = 94,5 \text{ кОм}.$$

В результате была разработана плата – контроллер детектора вторичных электронов, обеспечивающий измерение анодного тока, значение которого пропорционально количеству вторичных электронов. Внешний вид устройства представлен на рис. 6.



Рис. 6. Внешний вид разработанной платы.

Далее будет произведено тестирование устройства с целью проверки корректности его работы.

Работа проводится при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (по Соглашению с Минобрнауки России от «09» февраля 2023 г. №075-11-2023-006, идентификатор государственного контракта 000000S407523Q6V0002).

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПРОМЫШЛЕННЫХ ОБЪЕКТОВ МЕТОДОМ РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Бакшеев И.К., Тимофеев А.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

В связи со стремительным развитием инженерии и параллельным усложнением технической реализации промышленных систем, устройств, механизмов и процессов, необходимо соблюдать повышенные требования к качеству выпускаемой продукции, ее надежности и безопасности для использования.

Для решения указанной задачи в настоящее время используются различные методы контроля, обеспечивающие контроль качества производства. Системы контроля, реализующие данные методы, позволяют на ранних этапах отследить наличие брака в технологических линиях, предотвратить аварии в сложных системах, нуждающихся в тщательном постоянном технологическом мониторинге для обеспечения их работоспособности.

Особого внимания заслуживают неразрушающие системы контроля качества, благодаря которым контролируемый объект не подвергается разбору, что в разы ускоряет

процесс проверки и удешевляет его. Одним из таких методов является метод томографического рентгеновского контроля. Этот метод основан на наборе проекционных данных, полученных в ходе сканирования объекта с дискретным шагом при повороте на угол 360° или менее в случае малоракурсной съемки. Путем применения определенных математических преобразований и вычислений, набор исходных угловых проекций преобразуется в набор продольных срезов контролируемого объекта.

Выполнение томографической реконструкции и последующая обработка результатов позволяют визуализировать внутренний объем контролируемого объекта на основе его срезов, оценить его различные несовершенства, такие как трещины, включения, коррозия, износ механических составляющих и другие дефекты.

Программное обеспечение для пространственной рентгеновской визуализации (рис. 1), созданное на кафедре ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ», позволяет отображать полученную в ходе исследования трехмерную модель объекта контроля, а также производить операции с объемом (настройка прозрачности отдельных частей, вращение, рассечение и т.д.). На рис. 1 представлена визуализация результата томографического исследования охлаждающей системы рентгеновской трубки.

Кроме того, разработанный программный модуль позволяет производить часть геометрических измерений контролируемых объектов на основе проекционных, реконструированных и трехмерных данных.

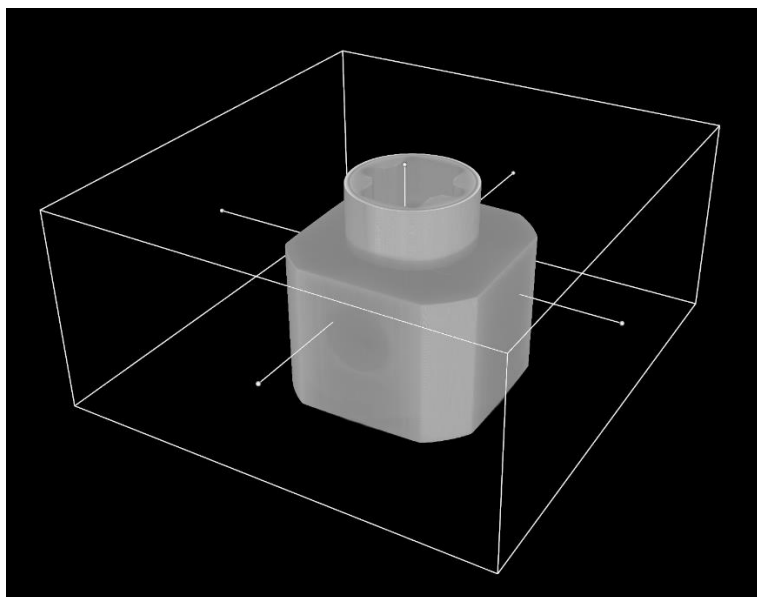


Рис. 1. Трехмерная визуализация контролируемого объекта.

Измерения габаритных размеров объектов (высота, длина, ширина), линейных, угловых и радиальных размеров (углы скосов, радиусы и диаметры отверстий, расстояния между характерными точками объекта и т.д. возможны в режиме просмотра двумерных срезов полученного объема) (рис. 2).

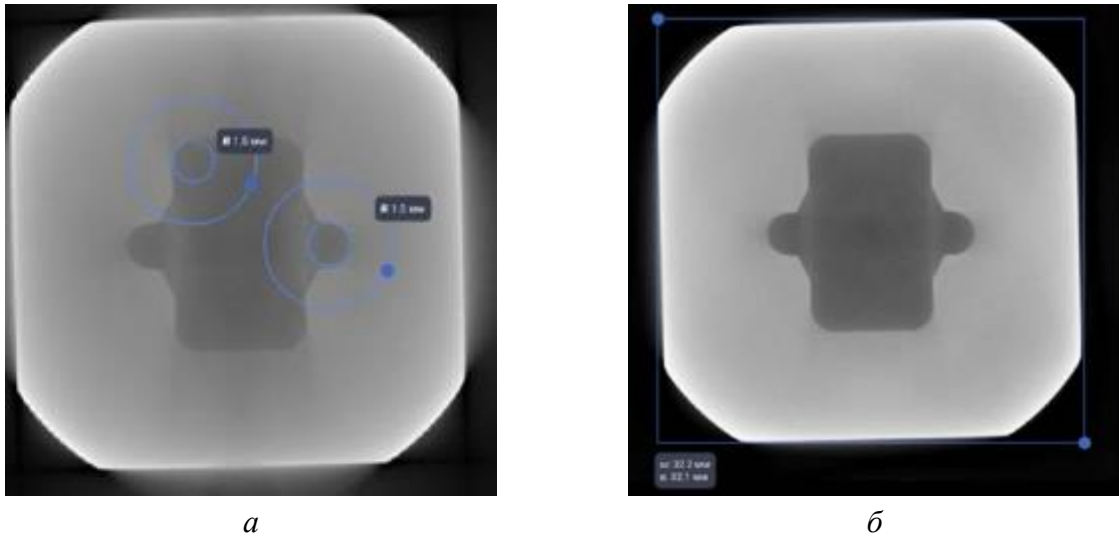


Рис. 2. Измерение радиальных размеров (а), измерение габаритных размеров (б).

Для обеспечения надлежащего качества измерений как по двумерным рентгеновским срезам, так и по трехмерной модели, иногда необходимо проводить фильтрацию для уменьшения степени зашумленности, повышения контрастности и др. (рис. 3). Для цифровой обработки изображений применялись функции из свободно распространяемой библиотеки компьютерного зрения OpenCV и собственные реализации фильтраций на основе работы с сырыми данными и операцией свертки.

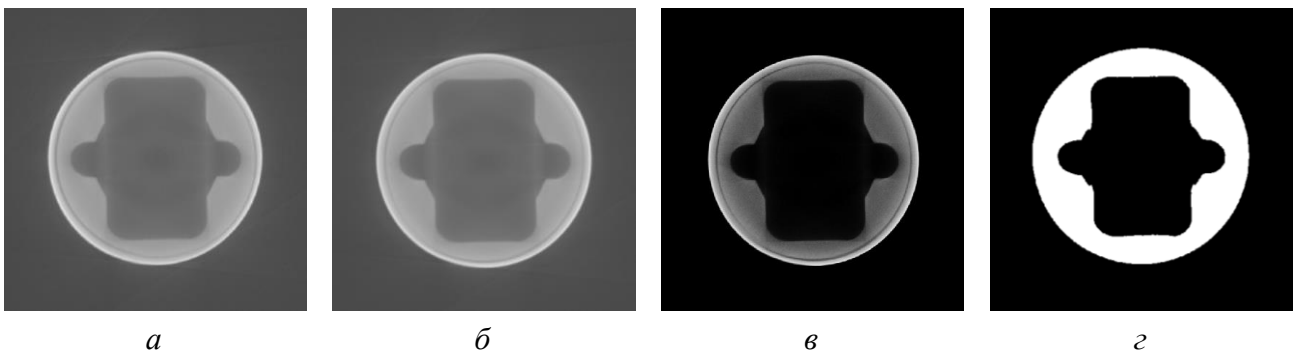


Рис. 3. Исходное изображение (а), изображение с уменьшением зашумленности (б), изображение с повышенной контрастностью (в), бинаризованное изображение (г).

Результаты тестовых измерений (табл. 1) показали высокую степень точности и достоверности. В качестве тестового объекта использовалась узловая часть системы жидкостного охлаждения рентгеновской трубки (рис. 4).



Рис. 4. Тестовый объект для измерений – узел системы жидкостного охлаждения рентгеновской трубки.

Контроль точности был достигнут путем измерений тремя способами – реализованным программным обеспечением по двумерным срезам (метод 1), по готовой детали при помощи штангенциркуля (метод 2) и в программе Компас3D по исходной трехмерной модели контролируемого объекта (метод 3).

Табл. 1. Результаты измерений.

Размер	метод 1	метод 2	метод 2
Линейный, мм	32,2	31,9	32,0
Радиальный, мм	10,0	10,0	10,0
Угловой, °	135,0	Невозможно измерить	135,7

Таким образом, разработанное программное обеспечение имеет полный функционал для контроля геометрии внутреннего объема и измерений базовых габаритных параметров с высокой степенью точности.

Работа проводится при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (по Соглашению с Минобрнауки России от «09» февраля 2023 г. №075-11-2023-006, идентификатор государственного контракта 000000S407523Q6V0002).

РАЗРАБОТКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧАТЕЛЯ НА ОСНОВЕ ТРУБКИ С КАТОДНЫМ УЗЛОМ - ФОТОЭЛЕКТРОННЫМ УМНОЖИТЕЛЕМ

Аврамов В.В., Коротков С.А., Смелик Г.И., Хасаев Т.О. (ООО «С.П.ГЕЛПИК»)

Доклад посвящен разработке инновационного рентгеновского излучателя с трубкой, в которой в качестве катодного узла применен фотоэлектронный умножитель (ФЭУ). Исследованы свойства, измерены основные технические характеристики рентгеновской трубки.

Традиционно в качестве источника электронов в рентгеновских трубках используется подогреваемый катод из тугоплавкого металла (т.н. горячий катод). В настоящее время в России и других странах проводятся исследования по применению в рентгеновских трубках катодов на иных физических принципах: электровакуумных приборах – ФЭУ и полупроводниковых приборах (т.н. холодный катод). Так, рентгеновская трубка с холодным катодом на основе ФЭУ разработана специалистами предприятий ЦНИИ «ЭЛЕКТРОН» и «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН».

Для исследования технических характеристик рентгеновской трубки разработан и изготовлен макетный образец излучателя. Проведены следующие работы:

1. Разработаны концепция построения моноблока излучателя и конструкция его узлов;
2. Разработан и изготовлен блок управления ФЭУ с отдельным питанием с 6 по 12 динода и с возможностью работы в двух режимах стабилизации – режиме стабилизации тока светодиода и режиме стабилизации тока последнего 12 динода;
3. Изготовлены корпус моноблока излучателя с устройством термокомпенсации расширения электроизоляционного масла при его нагреве, кабели и другие узлы;

4. Разработан и изготовлен высоковольтный однополярный источник питания (с максимальным напряжением 100 кВ) с распределенным балластным резистором для ограничения энергии высоковольтного пробоя в рентгеновской трубке;

5. Изготовлен блок силового инвертора для питания высоковольтного источника с максимальной мощностью 5 кВт;

6. Проведена высоковольтная тренировка рентгеновской трубки с измерением фонового рентгеновского излучения, вызванного автоэлектронной эмиссией.

На изготовленном рентгеновском излучателе исследовались зависимость тока анода от величины высокого напряжения при фиксированном напряжении на динодах ФЭУ в режиме насыщения фотокатода (таблица 1) и зависимость тока анода от величины напряжения последнего 12 динода при фиксированном высоком напряжении в режиме насыщения фотокатода (таблица 2). Проводилась вариация всех возможных величин напряжений на динодах с целью выявления дополнительных зависимостей токов анода и 12 динода, однако никаких других зависимостей выявлено не было.

Табл. 1.

U анода, кВ	U 12-динода, В	I анода, мА
40	410	22
50	410	25
60	410	28
70	410	32
80	410	35
90	410	38
100	410	42

Табл. 2.

U анода, кВ	U 12-динода, В	I анода, мА	I 12-динода, мА
90	50	14	42
90	100	18	42
90	150	22	42
90	200	28	42
90	250	32	42
90	300	35	42
90	410	38	42

Как видно из таблицы 1, наблюдается зависимость тока анода от величины высокого напряжения. Похожая зависимость наблюдается и на рентгеновских трубках с горячим катодом.

Проводилась вариация всех возможных величин напряжений на динодах, в ходе которой установлено, что вне зависимости от напряжения 12 динода, ток в его цепи остается постоянным и практически не зависит от напряжения на всех остальных динодах в диапазоне от 100 до 170 В.

Измерены фронт и спад тока анода рентгеновской трубки – не более 1 мкс.

Измерены основные технические характеристики рентгеновского излучателя: размер фокусного пятна (таблица 3) и доза (таблица 4).

Табл. 3.

U анода, кВ	I анода, мА	Размер пятна горизонтальный, мм	Размер пятна вертикальный, мм
60	30	0,6 – 0,8	1,40 – 1,8
80	38	0,60 – 0,65	1,5 – 1,6
95	40	0,54 – 0,58	1,30 – 1,5

Из таблицы 3 следует, что размер фокусного пятна трубки вполне оптимален для получения качественных рентгеновских изображений.

Табл. 4.

U анода, кВ	I анода, мА	U анода, Piranha, кВ	D, Piranha, μGy	D, Piranha, μGy per mas	D, SpekCalc, μGy per mas
40	22	37	8,15	12,35	19,84
50	28	46,56	18,97	25,96	33,56
60	28	54,09	33,62	46,00	47,7
70	32	62,1	50,83	59,72	62
80	36	70	71,46	74,62	77,143
90	40	78,57	94,74	90,75	93,075
100	42	86,92	121,5	110,84	109,715

Из таблицы 4 видно, что радиационный выход трубки близок к модели.

С целью определения возможности применения в качестве катодного узла рентгеновской трубки серийного ФЭУ производства ЦНИИ «ЭЛЕКТРОН» исследованы временные и токовые характеристики ФЭУ 202. Полученные результаты показывают, что при использовании ФЭУ 202 ожидаются следующие основные технические характеристики рентгеновской трубки:

1. Фронт тока анода не более 2мкс;
2. Спад тока анода не более 5 мкс;
3. Максимальный ток анода 0,5–0,8 А.

КАЧЕСТВЕННЫЙ И КОЛИЧЕСТВЕННЫЙ АНАЛИЗ КОНТРАСТНЫХ ВЕЩЕСТВ НА ОСНОВЕ К-КРАЯ ПОГЛОЩЕНИЯ В МУЛЬТИЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Сотенский Р.В., Лапкин А.В., Рожков В.А., Шелков Г.А. (ОИЯИ)

Одной из основных целей разработки нового мультиэнергетического рентгеновского томографа является распознавание материалов с использованием спектральной информации. Использование детекторов счета фотонов в рентгеновской компьютерной томографии позволяет получить конкретную спектральную информацию о материалах, присутствующих в исследуемом объекте. Это обеспечивает возможность обнаружения контрастных веществ на основе элементов с высокими атомными номерами, что открывает значительные перспективы для диагностики и доклинических исследований.

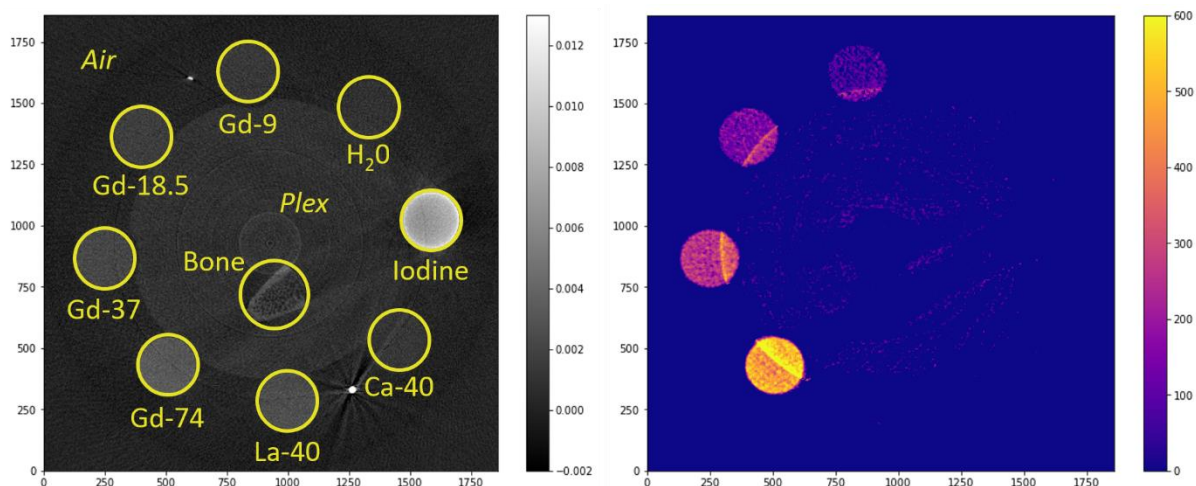


Рис.1. Демонстрация работы критерия по распознаванию конкретного контрастного вещества на срезе объекта.

В данной работе представлен критерий распознавания контрастных веществ и определения их концентраций на основе спектральных характеристик К-края поглощения. Рассматриваются сценарии, когда в исследовании одновременно используются более двух контрастных веществ в широком диапазоне концентраций. Эксперимент проводился с использованием лабораторной микротомографической системы на базе детектора семейства Medipix3RX. В качестве контрастных веществ использовались растворы на базе элементов La, Nd, Gd и I. Этот критерий был протестирован на основе энергетической информации, представленной в виде 2D-изображений и 3D-реконструкций.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского научного фонда, грант № 22-15-00072.

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

Подписано в печать 20.11.23. Формат 60×84 1/16.
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 5.
Гарнитура «Times New Roman». Тираж 50 экз. Заказ 130.

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

*До встречи на следующей
конференции*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**