



*VIII Всероссийская
научно-практическая
конференция производителей
рентгеновской техники*



САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
25 – 26 НОЯБРЯ 2021

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

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

**ПРОГРАММА
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

25 – 26 ноября 2021 г.

**Санкт-Петербург
2021**

VIII Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2021. 146 с.

ISBN 978-5-7629-2903-5

ОРГКОМИТЕТ

Шелудько В.Н., д.т.н., доц., ректор СПбГЭТУ (председатель)
Тарасов С.А., д.т.н., доц., директор департамента СПбГЭТУ по науке
Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)
Блинов Н.Н., д.т.н., директор НПАО «АМИКО»
Буклей А.А., к.т.н., генеральный директор ООО «Флэш электроникс»
Васильев А.Ю., д.м.н., проф., заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАН
Грязнов А.Ю., д.т.н., проф. каф. ЭПУ СПбГЭТУ
Дабагов А.Р., д.т.н., президент ЗАО «Медицинские Технологии Лтд»
Ерошкин С.Б., генеральный директор АО «Инновационный центр «Буревестник»
Красильников С.Б., генеральный директор ООО «Синтез НПФ»
Куликов Н.А., к.т.н., генеральный директор АО «Светлана-Рентген»
Пеликс Е.А., ООО «Спектрофлэш»
Таубин М.Л., д.т.н., г.н.с. ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»
Усачев Е.Ю., к.т.н., директор ИНПЦ «СНК» МГТУ МИРЭА
Шестопалов М.Ю., д.т.н., проф., зав. каф. АПУ СПбГЭТУ
Элинсон М.Б., к.т.н., президент АО «НИПК Электрон»
Кострин Д.К., к.т.н., доц. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (ученый секретарь конференции)

ISBN 978-5-7629-2903-5

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2021

ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

Уважаемые коллеги!

Рад приветствовать вас на нашей очередной – уже VIII Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники!

По-прежнему пандемия вносит коррективы в нашу повседневную жизнь и в нашу научную работу. Но, по согласованию с ректоратом университета, в этом году основной формат работы нашей с вами конференции – очное участие. И мы искренне рады видеть всех вас в стенах нашего университета.

Работа конференции будет проходить 25 и 26 ноября в большом конференц-зале, а также в режиме видео-конференции.

Как и всегда, основная часть докладов конференции посвящена различным вопросам разработки и применения рентгеновской аппаратуры – современных отечественных средств цифровой микрофокусной рентгенографии, включая специализированные источники рентгеновского излучения, цифровые твердотельные приемники рентгеновского изображения, защитные камеры для проведения рентгенографических работ. Кроме того, развивая опыт прежних лет, расширена секция медицинского приборостроения и снова будут доклады о результатах разработок в области технических средств и методов медицинской диагностики.

Уважаемые коллеги: студенты, инженеры и научные сотрудники, а также предприниматели мы всегда рады видеть вас среди участников нашей конференции.

*Зав. кафедрой электронных приборов
и устройств СПбГЭТУ,*



Потрахов Н.Н.

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

25 ноября 2021

Пленарное заседание (конференц-зал 3 корпуса)

- 9³⁰** **Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10⁰⁰** **Торжественное открытие конференции**
Тарасов С.А., д.т.н., директор департамента науки СПбГЭТУ
Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)
- 10³⁰** **Рентгенография семян – при оценке качества и подготовке посевного материала сельскохозяйственных, садовых и лесных древесных растений**
Потрахов Н.Н.
- 10⁴⁰** **Новые идеи в рентгеноабсорбционной сепарации алмазов**
Лукьянченко Е.М.
- 11⁰⁰** **Практическое применение метода двухэнергетической микротомографии в исследовании лабораторных животных**
Устинов А.О.
- 11²⁰** **Подбор материала мишени ускорителя для нового комплекса лучевой терапии тороидального типа**
Артамонов К.Г., Бондаренко Т.В., Моисеев А.Н., Савельев В.А., Полозов С.М.
- 11³⁵** **Подбор материала и оптимизация формы выравнивающего фильтра терапевтического пучка для нового комплекса лучевой терапии тороидального типа**
Артамонов К.Г., Бондаренко Т.В., Моисеев А.Н., Савельев В.А.
- 11⁵⁰** **Опыт десятилетнего «применения» референтных диагностических уровней в Российской Федерации**
Водоватов А.В., Чипига Л.А., Рыжов С.А., Потрахов Ю.Н.
- 12⁰⁵** **Возможности рентгеновской технологии экспресс-диагностики скрытых дефектов зерна в целях противодействия агротеррористическим угрозам на сельскохозяйственных объектах повышенной опасности**
Архинов М.В., Тюкалов Ю.А., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Петрушин А.А., Потрахов Н.Н., Староверов Н.Е.
- 12²⁵** **Разработка и производство рентгеновских излучателей**
Логвиненко А.С., Шмаков А.Ю., Птицын С.Э., Горлов А.П.
- 12⁴⁰** **Определение пластиковых предметов за металлами с помощью искусственных нейронных сетей и использования двухэнергетических рентгеновских снимков**
Комарский А.А., Корженевский С.Р., Комаров Н.А.
- 13⁰⁰** **Обед**
- 14⁰⁰** **Разработка компенсирующего металлического фильтра для микротомографии нефтегазового керна**
Авакян А.К.
- 14²⁰** **Применение GPU для обработки рентгеновских снимков и томографической реконструкции**
Титов М.М.
- 14⁴⁰** **Реконструкция с мониторингом – новый подход к томографическим исследованиям**
Чукалина М.В., Арлазаров В.В., Булатов К.Б., Николаев Д.П.
- 15⁰⁰** **Использование цвета в решении задач радиологии с использованием глубокого обучения**
Денисов А.К.

- 15²⁰ Органнне дозы у пациентов при радионуклидной терапии с ²²⁵Ac-ДОТА-ТАТЕ**
Афанасьев Л.Л., Чипига Л.А., Холопова Е.Д., Потрахов Н.Н.
- 15⁴⁰ Роль производителей ангиографического оборудования в снижении уровней облучения пациентов и персонала**
Сарычева С.С., Водоватов А.В., Потрахов Н.Н.
- 16⁰⁰ Оценка эффективных доз для некоторых интервенционных исследований у детей**
Капырина Ю.Н., Водоватов А.В., Потрахов Н.Н., Пузырев В.Г., Комиссаров М.И., Резник В.А., Петренко Ю.В.
- 16²⁰ Оценка моделей референтных диагностических уровней для детей при рентгенографии**
Шацкий И.Г., Грязнов А.Ю., Потрахов Ю.Н.
- 16⁴⁰ Динамика развития компьютерной томографии в Российской Федерации за период 2015-2020 гг, в том числе в период пандемии COVID-19**
Дружинина П.С., Романович И.К., Чипига Л.А., Водоватов А.В., Грязнов А.Ю., Бессонов В.Б., Александрова А.А.

26 ноября 2021

Пленарное заседание (аудитория 5173)

- 9³⁰ Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10⁰⁰ Серийное исполнение и результаты опытно-промышленных испытаний многофазного расходомера «Урал-МР»**
Аминов О.Н., Коваль П.А., Михайлов В.В., Резанов И.Н., Шабрин А.В., Юнусов Р.Р., Бондаренко Т.В., Полихов С.А., Сабитов А.Ф., Прокудин М.С.
- 10¹⁵ Настольный рентгеновский дифрактометр «Колибри» – новая разработка АО «ИЦ «Буревестник»**
Курсков А.В., Иванова Т.И., Маслов В.Н., Кудашев К.А., Гулев И.Г., Дмитриев Д.А.
- 10³⁰ Алгоритм сшивки рентгеновских изображений**
Титов М.М.
- 10⁴⁵ Численное исследование тепловых процессов в аноде микрофокусной рентгеновской трубки прострельного типа**
Козлов Е.А., Трубицын А.А., Фефелов А.А., Грачев Е.Ю.
- 11⁰⁰ Монохроматор экспериментального стенда для тестирования характеристик полупроводниковых детекторов частиц и гамма-излучения**
Асадчиков В.Е., Дымищ Ю.М., Роцин Б.С., Лапкин А.В., Рожков В.А., Черепанова Е.А., Шелков Г.А.
- 11¹⁵ Программное обеспечение для обработки и анализа данных, полученных с гибридных пиксельных детекторов семейства Medipix**
Лапкин А.В., Шелков Г.А., Рожков В.А., Черепанова Е.А.
- 11³⁰ Предварительная обработка данных пиксельного детектора TimePIX для однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ)**
Рожков В.А., Жемчугов А.С., Смолянский П.И., Лейва А.
- 11⁴⁵ Применение системы конусно-лучевой компьютерной томографии в комплексе нейтронной терапии**
Марков Н.В., Лобжанидзе Т.К., Моисеев А.Н., Полихов С.А., Савельев В.А., Чухланцева А.С.

- 12⁰⁰ Технические задачи и решения при разработке комплекса дистанционной лучевой терапии**
Лобжанидзе Т.К., Савельев В.А.
- 12¹⁵ Фазоконтрастный томографический эксперимент с использованием широкофокусной рентгеновской трубки**
Кривоносов Ю.С., Бузмаков А.В., Асадчиков В.Е.
- 12³⁰ Лабораторная установка для измерения межфазного натяжения рентгенографическим методом**
Якимчук И.В., Коробков Д.А., Ребрикова А.Т., Сафонов И.В., Плетенева В.А., Стукан М.Р., Кривоносов Ю.С., Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Дымищ Ю.М., Григорьев М.Ю.
- 12⁴⁵ Нанотехнологические аспекты доказательства иммунореактивности сплава титана**
Лабис В.В.
- 13⁰⁰ Обед**
- 14⁰⁰ Перспективные направления развития рентгенотехники**
Потрахов Н.Н., Мазуров А.И., Элинсон М.Б., Денисов А.К.
- 14¹⁵ Особенности томографических исследований объектов вакуумной техники на примере исследования узлов фотоприемного устройства**
Ларионов И.А., Староверов Н.Е., Бессонов В.Б., Бакшеев И.К., Атаян А.Ю.
- 14³⁰ Опыт томографических исследований биологических объектов**
Ларионов И.А., Атаян А.Ю., Бакшеев И.К.
- 14⁴⁵ Распознавание отдельных заболеваний органов грудной клетки по рентгеновским изображениям с помощью свёрточных нейронных сетей**
Староверов Н.Е., Камышанская И.Г., Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Александрович В.Ю.
- 15⁰⁰ Программный комплекс для моделирования вторичных спектров рентгеновского излучения**
Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Староверов Н.Е., Александрова А.А., Чебыкин А.П., Бавкунова И.Ю.
- 15¹⁵ Повышение аналитических характеристик рентгенофлуоресцентного сепаратора золота**
Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Староверов Н.Е., Александрова А.А., Баранов И.М., Гук К.К.
- 15³⁰ Новые и модернизированные рентгеновские трубки АО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля, спектрального анализа, терапии и медицинской диагностики**
Баклин А.С., Бербушенко Д.А., Павлов В.В., Парфирьев С.А., Удинцев М.П., Беспалов С.Н., Куликов Н.А.
- 15⁴⁵ Круглый стол по актуальным вопросам рентгенотехники**
- 16⁰⁰ Торжественное закрытие конференции**

НОВЫЕ ИДЕИ В РЕНТГЕНОАБСОРБЦИОННОЙ СЕПАРАЦИИ АЛМАЗОВ

Лукьянченко Е.М. (ООО «Полюс»)

Рентгенографический принцип широко используется в сепарации алмазов. Вполне логичным представляется получение картины (изображения) части ленты транспортера с породой и поиск на этой картине алмазов по разнице поглощения проходящего излучения в алмазе и вмещающей породе [1, 2]. Однако цели и задачи рентгенографического анализа являются избыточными для целей сепарации.

Предлагаются две идеи, выходящие за рамки рентгенографической сепарации, позволяющие улучшить условия получения и обработки аналитического сигнала. Облучение материала на ленте транспортера осуществляется рентгеновским «ножом», - узким рентгеновским пучком с малой угловой расходимостью, ширина которого заведомо меньше размера анализируемой частицы. Этот рентгеновский нож при пересечении со слоем вмещающей массы породы на ленте транспортера создает тонкий срез материала на прохождение с получением аналитического сигнала в виде интенсивности излучения, прошедшего через вмещающую массу и анализируемую частицу, которое регистрируется линейным позиционно-чувствительным детектором с последующей обработкой аналитического сигнала. Схема метода и способ реализации этой идеи представлены на рисунке 1, а.

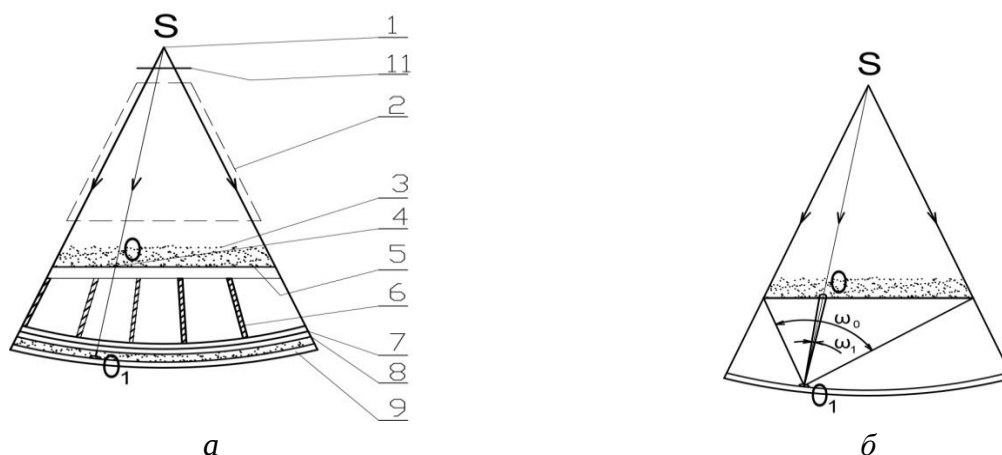


Рис. 1. Схема рентгеноабсорбционного метода сепарации (а): 1 – источник первичного излучения, 2 – формирователь первичного узкого малорасходящегося пучка, 3 – слой вмещающей породы, 4 – сепарируемая частица, 5 – лента транспортера, 6 – многоканальный коллиматор прошедшего излучения, 7 и 8 – фильтры прошедшего излучения, 9 – позиционночувствительный детектор, О1-изображение сепарируемой частицы на ПЧД; и схема образования геометрического контраста (б).

Рентгеновское излучение, прошедшее через слой материала в месте «среза» регистрируется позиционно-чувствительным детектором (рис. 1, а), перед которым располагается многоканальный коллиматор прошедшего рентгеновского излучения. Между многоканальным коллиматором прошедшего рентгеновского излучения и позиционно-чувствительным детектором (ПЧД) располагаются фильтры прошедшего излучения, которые селективно поглощают флуоресцентное излучение материала многоканального коллиматора прошедшего рентгеновского излучения и срезают часть спектра прошедшего излучения в

соответствии со спектральной чувствительностью детектора. При движении ленты транспортера на позиционно-чувствительном детекторе при наличии алмаза (полезной частицы) будет появляться зона с повышенной интенсивностью прошедшего излучения, как показано на рисунке 2.

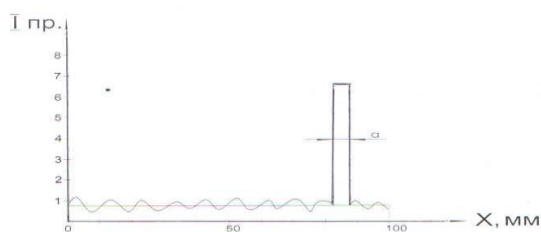


Рис. 2. Схема формирования аналитического сигнала в рентгеноабсорбционном методе сепарации.

Ширина сигнала повышенной интенсивности соответствует размеру частицы, которая с определенной скоростью движется под «ножом» («нож» по размеру меньше размера частицы), а превышение интенсивности над фоном свидетельствует об абсорбционных свойствах частицы по сравнению с абсорбционными свойствами слоя вмещающей породы. Приведенная на рисунке 2 картина необходимого для сепарации частицы аналитического сигнала существенно отличается от картины, получаемой при традиционном рентгенографическом методе сепарации. Дело в том, что в рентгенографии, из которой был заимствован метод рентгенографической сепарации, необходимо получать картину человеческого тела со всеми деталями, и затем исследовать различия в контрасте деталей картины. Задачи получения целостной картины в сепарации нет, есть только задача получения аналитического сигнала от частицы, находящейся на ленте транспортера. На этом и строится реализация предлагаемого метода рентгеноабсорбционной сепарации с рентгеновским «ножом» и многоканальным коллиматором прошедшего излучения.

Чтобы оценить отличительные особенности предлагаемого метода рассмотрим последовательно характеристики рентгенооптической схемы рентгеноабсорбционной сепарации. На рисунке 1, б приведена основная идея рассмотрения, а именно, взгляд на анализируемую частицу из точки ее регистрации на детекторе. Видно, что частица занимает очень малое место на ленте транспортера. Введем оценку этой малости, - понятие геометрической контрастности, которая представляет собой отношение углового размера частицы из точки регистрации на ПЧД ω_1 к угловому размеру ленты транспортера ω_0 :

$$K_{\text{геом}} = \frac{\omega_1}{\omega_0}, \quad (1)$$

где ω_1 – угловой размер частицы из точки регистрации частицы на позиционно-чувствительном детекторе, ω_0 – угловой размер линии облучения материала ленты транспортера из точки регистрации частицы на позиционно-чувствительном детекторе.

Угол малого раствора ω_1 определяет угол, под которым видна анализируемая частица на ленте транспортера из точки регистрации частицы на ПЧД, а угол ω_0 определяет пространство, с которого в ту же точку на ПЧД идет фоновый сигнал, который представляет собой прошедшее излучение, рассеянное на массе основной породы, на ленте транспортера, а также излучение, рассеянное на воздухе и частицах пыли в пространстве между лентой транспортера и позиционно-чувствительным детектором (рис. 3, а). Совместное рассмотрение геометрической контрастности и второй, наиболее важной характеристики

рентгенооптической схемы, спектральной контрастности и дает ключ к пониманию описываемого рентгеноабсорбционного метода анализа.

Спектральная контрастность-отношение поглощающих свойств анализируемой частицы полезного материала (алмаза) и вмещающего материала определяет спектральный контраст отображения частицы:

$$K_{\text{спектр}} = \frac{I_{1\text{част}}}{I_{1\text{пор}}}, \quad (2)$$

где $I_{1\text{част}}$ – интенсивность излучения, прошедшего через полезный материал (алмаз), $I_{1\text{пор}}$ – интенсивность излучения, прошедшего через вмещающую породу.

Выражения для интенсивности прошедшего излучения общеизвестны.

Тогда для спектральной контрастности частицы в породе в общем виде можно записать:

$$K_{\text{спектр}} = \frac{I_{1\text{част}}}{I_{1\text{пор}}} = \frac{I_0 * \exp(-\mu\rho X_{\text{част}})}{I_0 * \exp(-\mu\rho X_{\text{пор}})}, \quad (3)$$

где μ – коэффициенты ослабления излучения в породе и в материале частицы соответственно, ρ – плотности породы и частицы соответственно, X – толщина слоя породы и частицы соответственно.

Для алмаза ($z=6$) поглощение значительно меньше, чем во вмещающей породе ($z=11$), поэтому величина $K_{\text{спектр}}$ значительно больше единицы. Изображение O_1 частицы на ПЧД будет более темным, чем фон. Это теоретическая спектральная контрастность, которая имеет свои значения для различных энергий первичного излучения. На практике реальная контрастность существенно снижается рассеянным прошедшим излучением, и именно с этой контрастностью мы имеем дело на практике. Рассмотрим рисунок 3, а.

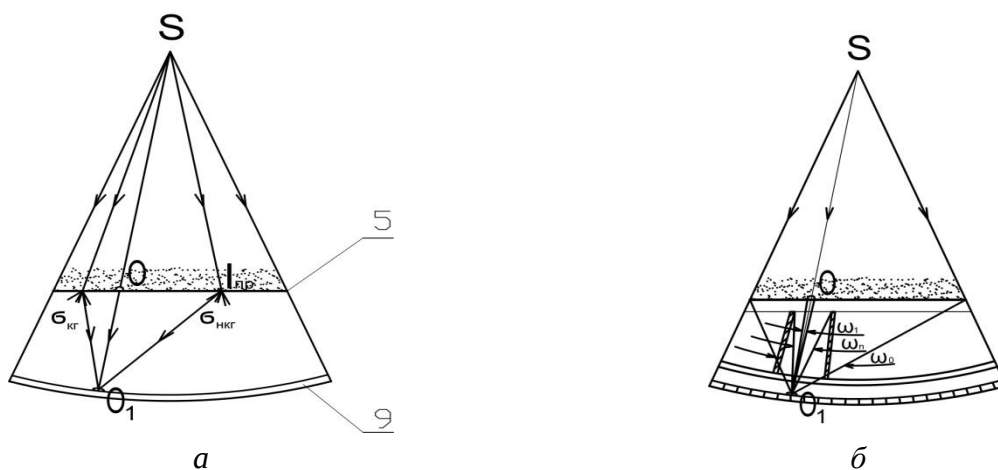


Рис. 3. Схема образования фона (а) и схема снижения фона и повышения геометрической контрастности в рентгеноабсорбционном методе сепарации (б).

Каждая точка на нижней части ленты транспортера дает когерентно и некогерентно рассеянное прошедшее излучение (показано на рис. 3, а $\sigma_{\text{кг}}(\omega)$, $\sigma_{\text{нкг}}(\omega)$), и все это рассеянное излучение в угловом растворе ω_0 (или в телесном угле Ω_0 в случае, когда используется рентгенографический метод регистрации с получением пространственной картины), создает фон в точке O_1 , где располагается изображение полезной частицы O , находящейся на ленте транспортера. Совокупная интенсивность рассеянного излучения представляет собой сумму

интегралов дифференциальных коэффициентов когерентно и некогерентно рассеянного прошедшего излучения в диапазоне углов от $-\omega_0/2$ до $+\omega_0/2$:

$$I_{\text{расс.}} = \int_{-\frac{\omega_0}{2}}^{+\frac{\omega_0}{2}} I_{\text{пр}} \sigma_{\text{кг}}(\omega) d\omega + \int_{-\frac{\omega_0}{2}}^{+\frac{\omega_0}{2}} I_{\text{пр}} \sigma_{\text{нкг}}(\omega) d\omega, \quad (4)$$

где $I_{\text{пр}}$ – интенсивность излучения, прошедшего через слой материала и ленту транспортера, $\sigma_{\text{кг}}(\omega)$, $\sigma_{\text{нкг}}(\omega)$ – дифференциальные коэффициенты когерентного и некогерентного рассеяния.

Контрастность аналитического сигнала в условиях воздействия рассеянного излучения существенно снижается. По оценкам [3] интенсивность рассеянного излучения может в несколько раз превышать интенсивность полезного сигнала.

Из этих рассуждений следует, что для повышения результирующей контрастности аналитического сигнала нужно ограничить пространство на ленте транспортера, на котором мы ведем поиск частицы с заведомо малыми размерами по сравнению с шириной ленты транспортера и избавиться от рассеянного излучения. Эту задачу решает рубрикация пространства регистрации отображения частицы на ПЧД, а именно, создание многоканального коллиматора прошедшего излучения, за лентой транспортера, согласно патента RU 2 517 148 [5].

Рассмотрим рис. 3, б, на котором изображен коллиматор прошедшего излучения с n ячейками. При этом первоначальный геометрический контраст частицы $K_{\text{геом}} = \omega_1/\omega_0$ увеличивается в n раз до значения $K_{\text{геом.колл}} = \omega_1/\omega_n$, а именно

$$n = (\omega_1/\omega_n) / (\omega_1/\omega_0) = \omega_0/\omega_n, \quad (5)$$

где ω_n – угловой размер ячейки многоканального коллиматора прошедшего излучения из точки регистрации частицы на позиционно-чувствительном детекторе.

Во-вторых, каждая ячейка коллиматора отсекает рассеянное прошедшее излучение, идущее от всей линии облучения материала в точку регистрации частицы на позиционно-чувствительном детекторе. Спектральная контрастность сигнала $K_{\text{спектр}}$ увеличивается в несколько раз. Появляется возможность работать с сигналами промежуточной интенсивности, т.е. сепарировать скрытые алмазы.

Результирующая контрастность аналитического сигнала будет определяться формулой, объединяющей геометрическую и спектральную контрастность:

$$K_{\text{рез.}} = K_{\text{геом.колл.}} * (K_{\text{спектр.}} - 1). \quad (6)$$

Формула (6) отражает суммарный характер влияния на сепарацию спектральной контрастности и геометрических размеров сепарируемой частицы. В неявном виде без понимания этой взаимосвязи, но именно об этом пишут авторы статьи [4]: «испытания подтвердили выявленную ... при оценке на имитаторах проблему с извлечением мелких объектов, которые не имеют достаточной контрастности между имитаторами алмаза и вмещающей породы».

Физический смысл предлагаемых идей заключается в очищении процесса поглощения рентгеновского излучения от мешающих факторов, в первую очередь, от рассеянного когерентного и некогерентного излучения на большой площади анализируемого материала на транспортере и попадания этого излучения на позиционно-чувствительный детектор в зоне регистрации частицы полезного материала. Введение понятия геометрической контрастности

позволяет сформулировать критерии построения рентгенооптической схемы, перевести поиск частицы на широкой ленте транспортера к поиску на локальном участке, ограниченном размерами ячейки коллиматора и проводить обработку аналитического сигнала в определенном диапазоне каналов позиционночувствительного детектора, что делает более эффективным математическую обработку аналитического сигнала.

Вернемся к рисунку 2, на котором изображен сигнал прошедшего через анализируемую частицу рентгеновского излучения. Когда $K_{\text{спектр}}$ становится равным единице, второй сомножитель превращается в ноль, и это означает, что идет чистая вмещающая порода и контрастного сигнала нет, сигнал равен нулю, точнее фоновому значению. Когда $K_{\text{спектр}}$ принимает максимальное значение, это означает, что идет чистая частица (алмаз) толщиной в размер анализируемого слоя.

Можно ожидать, что обоснованные в данной статье идеи позволят преодолеть трудности, которые испытывает метод рентгеноабсорбционной сепарации при анализе алмазов малых размеров и занять этому методу достойное место как по широте анализируемых классов алмазов, так и по достоверности процесса сепарации. Предлагаемые идеи имеют развитие как в теоретическом плане, так и в практической реализации.

Литература.

1. Патент РФ 2 470 714 авторы: Н.Н.Потрахов и др. Способ сепарации алмазов, 2012.
2. Патент РФ 2 670 677 авторы: С.Р.Белоцерковский, Устройство для сепарации алмазов, 2019.
3. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Влияние рассеянного рентгеновского излучения на качество изображения и методы его подавления // Медицинская техника, 2014, №5, с.12-15.
4. Новые подходы к созданию рентгеновских сепараторов алмазов Романовская Т.Е., Жогин И.Л, Владимиров Е.Н. Романовский Ю.А. (АО НПП «Буревестник»), Тимофеев Г.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ») // Материалы III Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники, СПб, 25.11.2016, с. 83-8).
5. Патент РФ 2 517 148, авторы: Е.М. Лукьянченко, В.Г. Захаров, Способ сепарации частиц полезного материала и устройство для его осуществления. 2014.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ДВУХЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ МИКРОТОМОГРАФИИ В ИССЛЕДОВАНИИ ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ

Устинов А.О. (ПРОДИС.НДТ)

Конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) является информативным методом исследования различных объектов контроля, позволявшим визуализировать внутренние структуры образца и выполнять большой спектр задач анализа по получаемым изображениям томографических срезов. Метод широко применяется при исследовании лабораторных животных и других биологических объектов различного происхождения.

Двухэнергетическая рентгенография применяется, как правило, в медицинских исследованиях органов грудной клетки человека для диагностирования их патологии. Метод основан на использовании двух энергетических диапазонов рентгеновского излучения и

позволяет осуществить разделение тканей с различными коэффициентами ослабления и получить их отдельные изображения [1].

Задачей данного исследования является проверка применимости метода двухэнергетической рентгенографии в микротомографических исследованиях лабораторных животных.

Микротомография осуществлялась на томографе собственного производства (ПРОДИС.Компакт) обладающем следующими характеристиками: источник рентгеновского излучения Spellman XRB011 (35-80 кВ, 50 Вт, фокальное пятно 35 мкм), детектор рентгеновского излучения ПРОДИС.Марк (пиксель 49.5 мкм, 114x145 мм, 6.7 МП, сцинтиллятор цезий йод). Коэффициент геометрического увеличения составил 1.38 крат, что позволило уместить проекцию всего тела животного в плоскости детектора. Полное расстояние детектор-источник составило 435 мм.

Захват проекций осуществлялся в следующем режиме: 360 проекций на полный оборот поворотной платформы, возврат в нулевую позицию каждые 60 градусов для оценки смещения объекта, 1 кадр усреднения, биннинг 2x2. Длительность экспозиции подбиралась в зависимости от анодного напряжения и фильтрации для достижения средней яркости в зоне интереса не менее 5000 единиц (по 16 битной шкале) в торцевой проекции животного. Разброс значений времени экспозиции составил от 300 мс до 1500 мс на кадр.

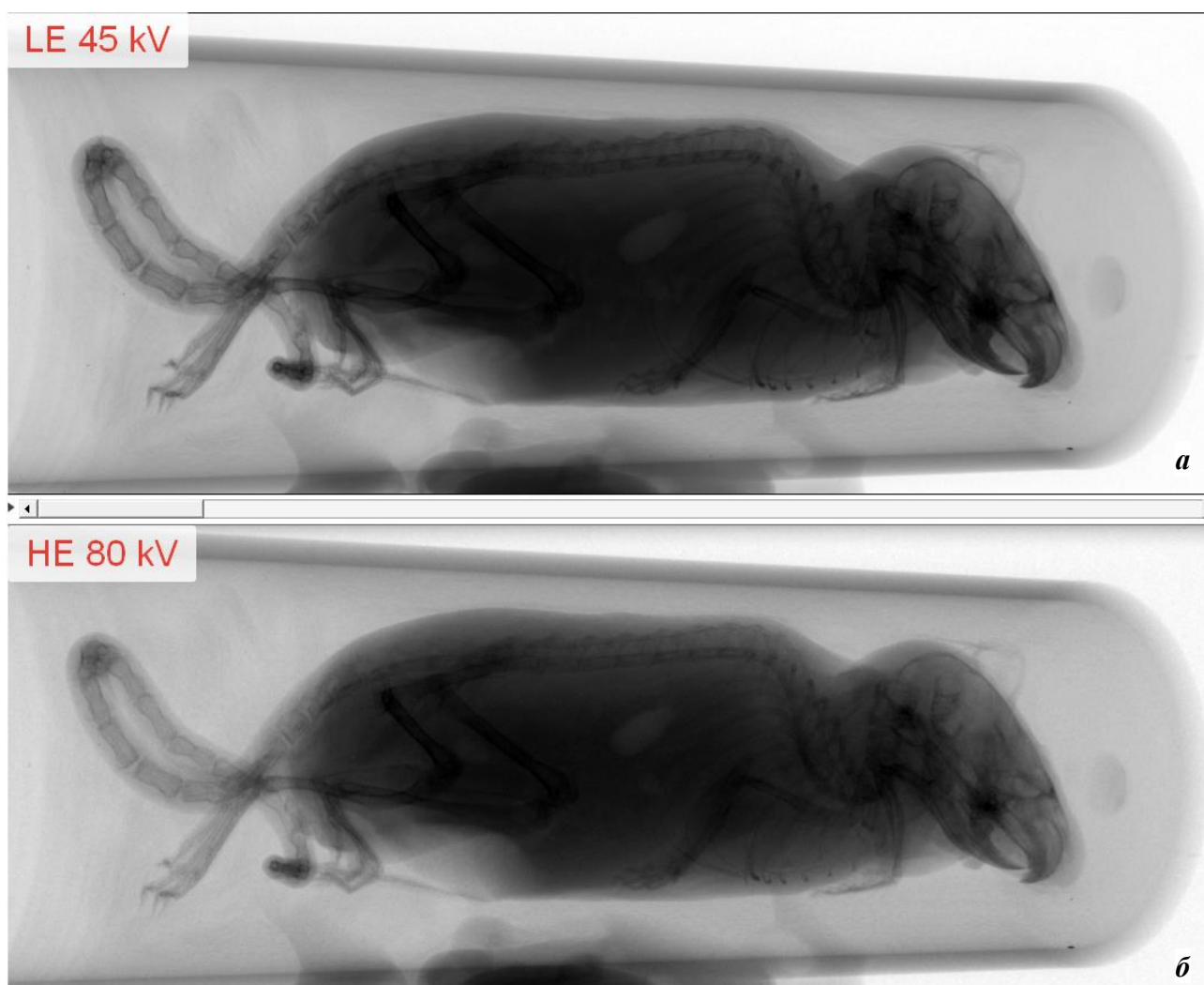


Рис. 1. Примеры изображений мыши: *а* – 45 кВ без фильтрации; *б* – 80 кВ без фильтрации.

В качестве объекта контроля использовалась мертвая кормовая мышь, в охлажденном состоянии. Мышь располагалась горизонтально в пластиковой трубе (стенка 1 мм), для надежной фиксации использовались несколько слоев бумаги. Труба устанавливалась на поворотную платформу с помощью термокля.

Для захвата проекций использовалась собственное программное обеспечение proDIS, изображения сохранялись без использования постобработки в 16 бит. Томографическая реконструкция выполнялась в программном обеспечении Volume Graphics VGStudio 3.5.

Метод одноэнергетической микротомографии позволил получить трехмерные данные и разнести явно кости скелета, внутренние полости и внешний покров тканей мыши. Детали мягких тканей были плохо различимы на указанном количестве томографических проекций. Исходные проекции и томография изображены на рисунках 1 и 2.

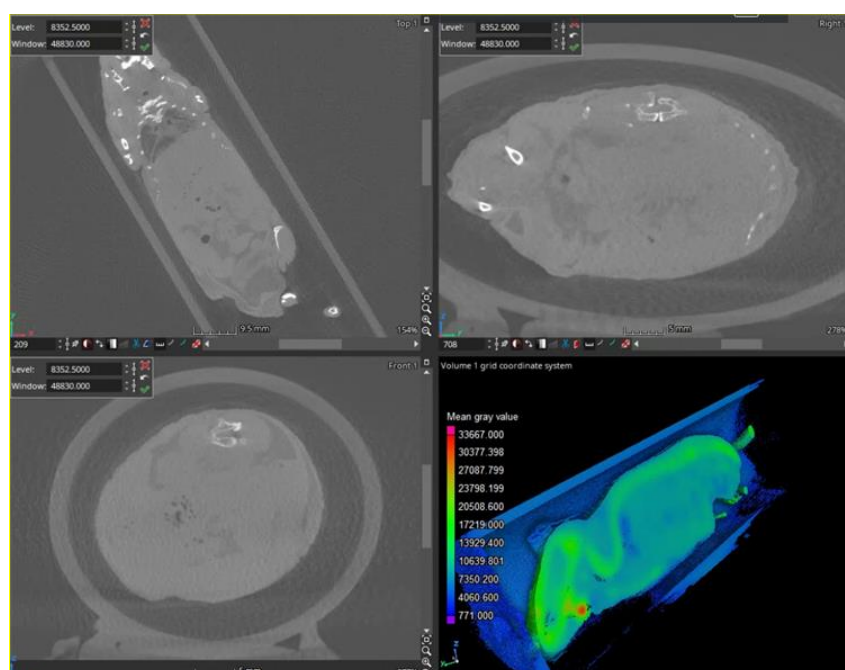


Рис. 2. Примеры томографии мыши в трех плоскостях: 45 кВ без фильтрации.

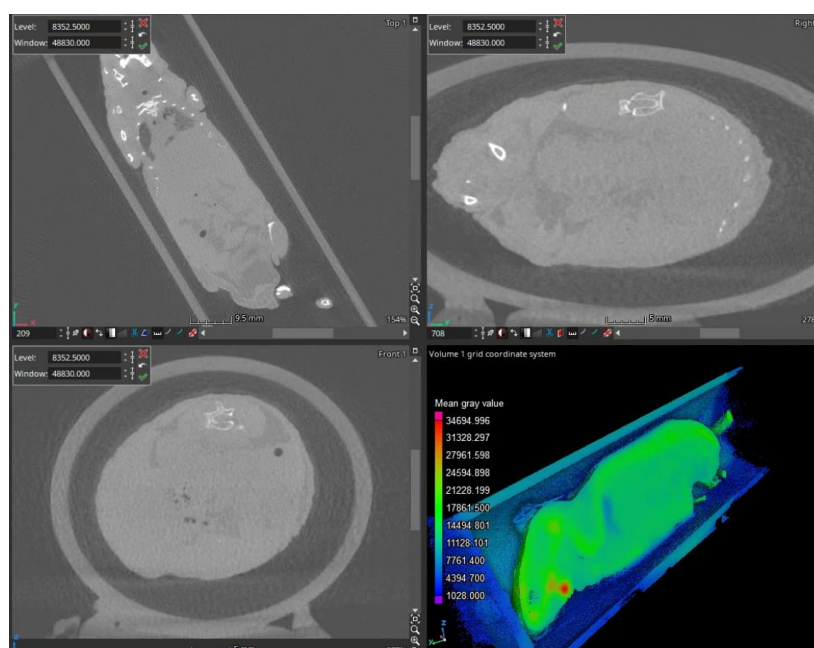


Рис. 3. Примеры томографии мыши в трех плоскостях: 80 кВ без фильтрации.

Метод двухэнергетической рентгенографии дает наиболее релевантный результат при использовании максимально разнесенных в энергетическом диапазоне, в идеале монохроматических, пучков рентгеновского излучения. Однако рентгеновские трубки медицинского и промышленного назначения формируют непрерывный спектр излучения. Для разнесения спектров высокой и низкой энергии обычно используются металлические фильтры. В рамках данного эксперимента анодное напряжение было ограничено микрофокусным моноблоком в диапазоне от 35 до 80 кВ.

Достигнуть необходимого уровня сигнала на низкой энергии удалось только при напряжении в 45 кВ и выше, без использования дополнительно фильтра. В качестве высокой энергии было выбрано напряжение в 80 кВ, максимально для данного микрофокусного рентгеновского источника. Итоговый набор данных микрофотографий:

- 45 кВ без фильтрации (низкая энергия);
- 80 кВ без фильтрации (высокая энергия);
- 80 кВ тантал 60 мкм (высокая энергия);
- 80 кВ молибден 60 мкм (высокая энергия);
- 80 кВ медь 400 мкм (высокая энергия);
- 80 кВ цинк 500 мкм (высокая энергия).

Расчет яркостей мягкой I_{soft} и костной I_{bone} тканей для двухэнергетической рентгенографии производится по формулам:

$$I_{soft} = \frac{I^{HE}}{(I^{LE})^{\omega_b}}, \quad (1)$$

$$I_{bone} = \frac{(I^{LE})^{\omega_s}}{I^{HE}}, \quad (2)$$

где ω_s и ω_b коэффициенты подавления костной и мягкой тканей, равные отношению коэффициентов ослабления тканей на высокой и низкой энергиях. Значения коэффициентов зависит от условий проведения обследования, фильтрации и параметров экспозиции.

Данная методика применима только для неподвижных образцов, когда возможно сопряжение каждого вокселя изображения для высокой и низкой энергий.

В рамках эксперимента получилось провести микротомографическую реконструкцию мертвой кормовой мыши в серии экспериментов с различными анодными напряжениями и металлической фильтрацией. Однако, несмотря на использование кинематической платформы и фиксации образца в пластиковой трубе, произошло смещение проекций и, как следствие, томографических объемов. Это смещение не позволило осуществить прямой расчет по формулам (1) и (2) для выделения мягкой и костной тканей.

Объемные модели при различных условиях были наложены друг на друга вручную в программном обеспечении. Эффект разделения тканей был достигнут использованием настроек гистограммы, выделяющим различные виды тканей, в каждом объеме с совместным отображением в видовом окне (рис. 4).

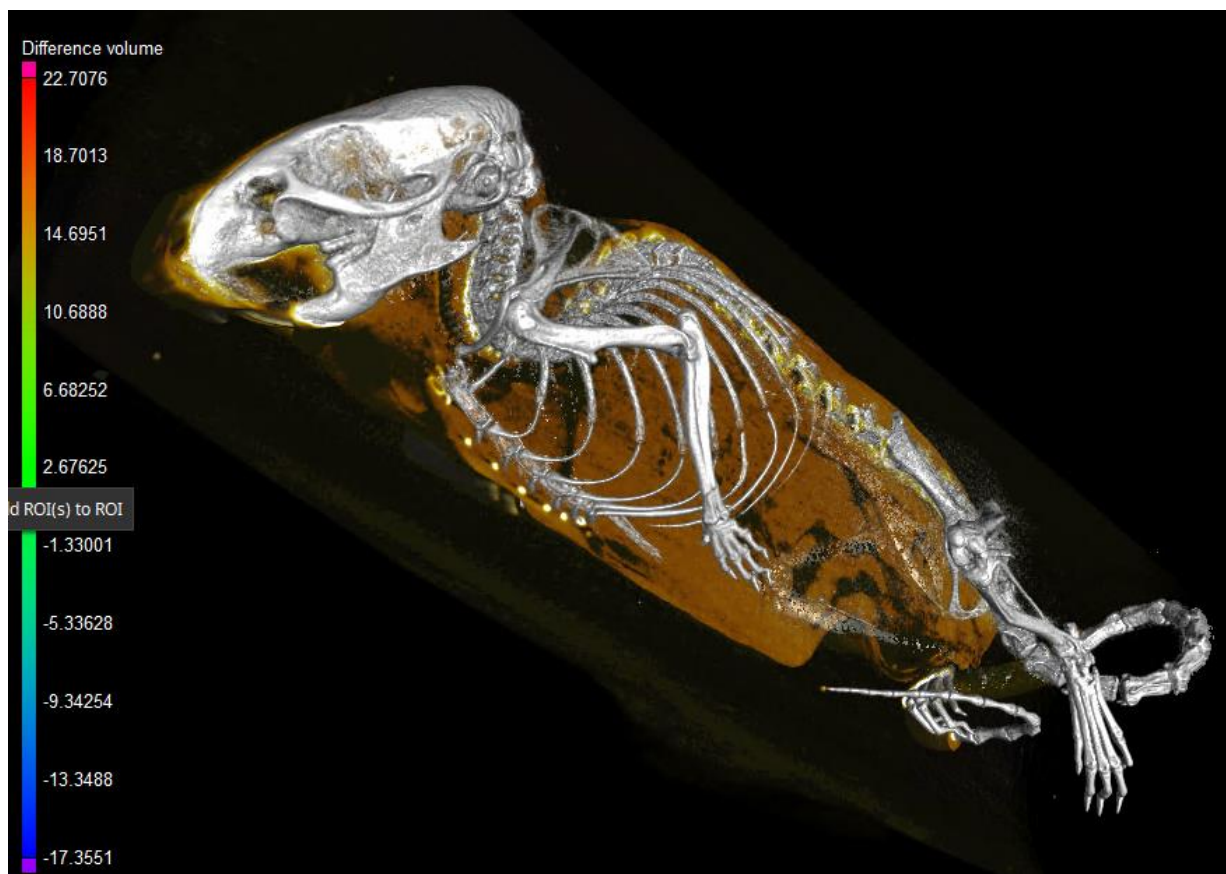


Рис. 4. Томография мыши в нескольких объемах с совместным отображением.

Литература.

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

ПОДБОР МАТЕРИАЛА МИШЕНИ УСКОРИТЕЛЯ ДЛЯ НОВОГО КОМПЛЕКСА ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ТОРОИДАЛЬНОГО ТИПА

Артамонов К.Г., Бондаренко Т.В., Моисеев А.Н., Савельев В.А. (АО «НИИТФА»),
Полозов С.М. (НИЯУ «МИФИ»)

Несмотря на значительные улучшения в диагностике и лечении рака, число ежегодно выявляемых случаев и смертность от онкологических заболеваний продолжают расти во всем мире. В связи с этим встает острая необходимость в создании ускорительных комплексов, позволяющих значительно снизить время, затрачиваемое на облучение пациента. Наиболее оптимальным решением данной проблемы, по мнению авторов, является тороидальная конструкция комплекса, широко используемая в диагностических КТ-аппаратах [1]. Несмотря на достаточно большой список аппаратов, которые построены по указанной технологии, по ряду причин не все из них получили широкое распространение. Более того, из-за сложности в использовании, многие среди них не способны обеспечить высокую пропускную способность и не смогут претендовать на массовое использование.

В АО НИИТФА в настоящий момент ведется разработка комплекса лучевой терапии, основанного на тороидальной конструкции (рис. 1). В качестве источника радиационного излучения используется ускоритель электронов на энергию 6 МэВ. Также в комплекс входит система визуализации в кВ и МВ пучках. В качестве источника киловольтного излучения используется рентгеновская трубка. Для мегавольтного пучка одним из важных моментов является подбор материала тормозной мишени. Данная оптимизация выполнена в настоящей работе.

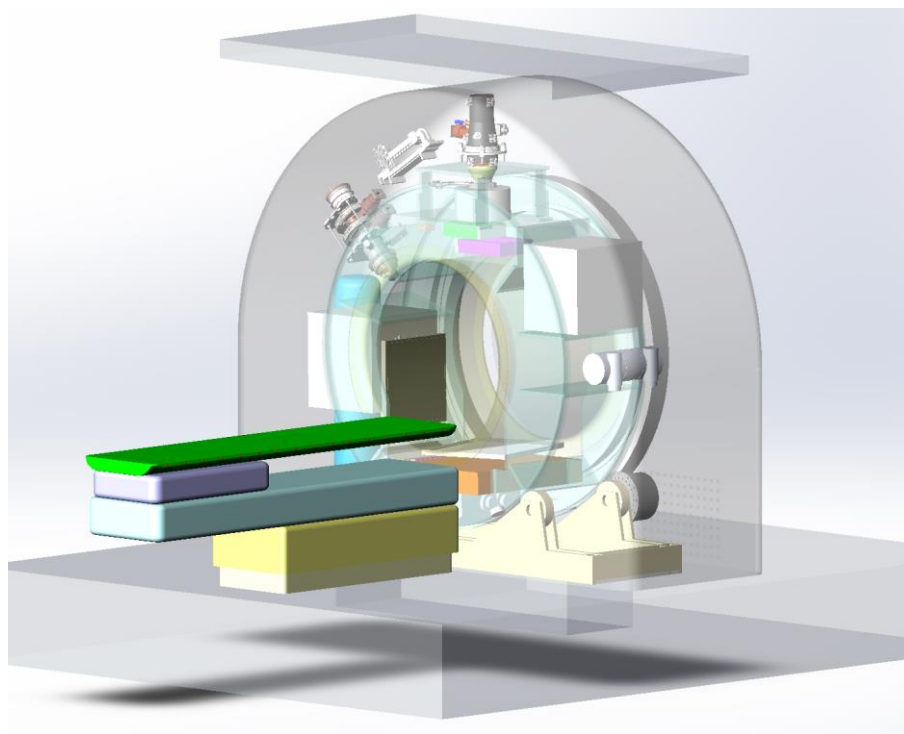


Рис. 1. Конструкция терапевтического комплекта АО НИИТФА.

Для начала был проведен тепловой анализ мишени. В качестве материала использовался самый общий вариант - чистый вольфрам с плотностью $\rho=19.25 \text{ г/см}^3$. Используемая конструкция представляет собой цилиндр толщиной 0.9 мм вольфрама на медной подложке толщиной 1.8 мм и диаметром 6 мм (рис. 2). Мишень по периметру охлаждается водой с объемным расходом 0.06 л/с и температурой 36 °С. Для расчетного режима работы ускорителя нами было получено значение мощности тепловыделения 530 Вт. Максимальная температура в установившемся режиме составила: в вольфраме 1280 °С, в медной подложке 340 °С. Таким образом, указанная конструкция по тепловому режиму работы подходит для применения в разрабатываемом ускорителе.

В этой конструкции есть один минус - вольфрам подвержен охрупчиванию при длительном облучении пучком электронов, что негативно сказывается на сроке службы мишени и грозит ее разрушением во время работы ускорителя. Это приведет к загрязнению ускоряющей структуры и необходимости ее замены или ремонта. В качестве альтернативного материала мишени было рассмотрено два варианта – вольфрамовые сплавы ВНМ 5:3 (WNiCu) с плотностью $\rho=17 \text{ г/см}^3$ и ВР-20 (WRe) с $\rho=19.6 \text{ г/см}^3$. С точки зрения устойчивости к охрупчиванию и технологичности изготовления оба материала хорошо зарекомендовали себя в ускорительной технике. При анализе тепловых режимов работы, однако, стало очевидно, что использование сплава ВР-20 приведет к перегреву мишени из-за

значительной разницы в коэффициентах теплопроводности ВР-20 $\lambda_{\text{ВР-20}}=10 \text{ В/м}\cdot\text{К}$ (ст.у.) и чистого вольфрама $\lambda_{\text{W}}=163 \text{ Вт/м}\cdot\text{К}$. Снижение теплопроводности при переходе к ВНМ 3:5 не столь критично ($\lambda_{\text{ВНМ 3:5}}=120 \text{ Вт/м}\cdot\text{К}$) и позволит использовать этот материал при рассматриваемом режиме работы ускорителя.

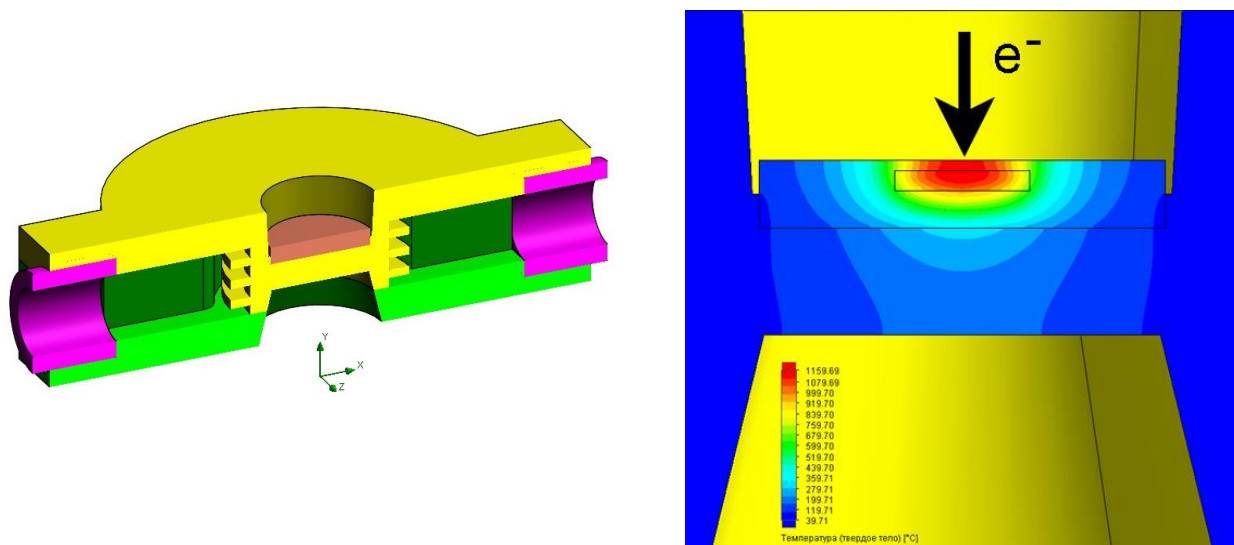


Рис. 2. Модель мишени, использованная для тепловых расчетов.

В этой конструкции есть один минус - вольфрам подвержен охрупчиванию при длительном облучении пучком электронов, что негативно сказывается на сроке службы мишени и грозит ее разрушением во время работы ускорителя. Это приведет к загрязнению ускоряющей структуры и необходимости ее замены или ремонта. В качестве альтернативного материала мишени было рассмотрено два варианта – вольфрамовые сплавы ВНМ 5:3 (WNiCu) с плотностью $\rho=17 \text{ г/см}^3$ и ВР-20 (WRe) с $\rho=19.6 \text{ г/см}^3$. С точки зрения устойчивости к охрупчиванию и технологичности изготовления оба материала хорошо зарекомендовали себя в ускорительной технике. При анализе тепловых режимов работы, однако, стало очевидно, что использование сплава ВР-20 приведет к перегреву мишени из-за значительной разницы в коэффициентах теплопроводности ВР-20 $\lambda_{\text{ВР-20}}=10 \text{ В/м}\cdot\text{К}$ (ст.у.) и чистого вольфрама $\lambda_{\text{W}}=163 \text{ Вт/м}\cdot\text{К}$. Снижение теплопроводности при переходе к ВНМ 3:5 не столь критично ($\lambda_{\text{ВНМ 3:5}}=120 \text{ Вт/м}\cdot\text{К}$) и позволит использовать этот материал при рассматриваемом режиме работы ускорителя.

Для оценки характеристик тормозного излучения методом Монте-Карло была построена упрощенная модель мишени и коллимационной системы ускорительного комплекса (рис. 3). На рисунке не показан водный фантом, который имеет форму параллелепипеда глубиной 30 см, шириной и длиной по 40 см. Поверхность фантома удалена на расстояние 100 см от мишени.

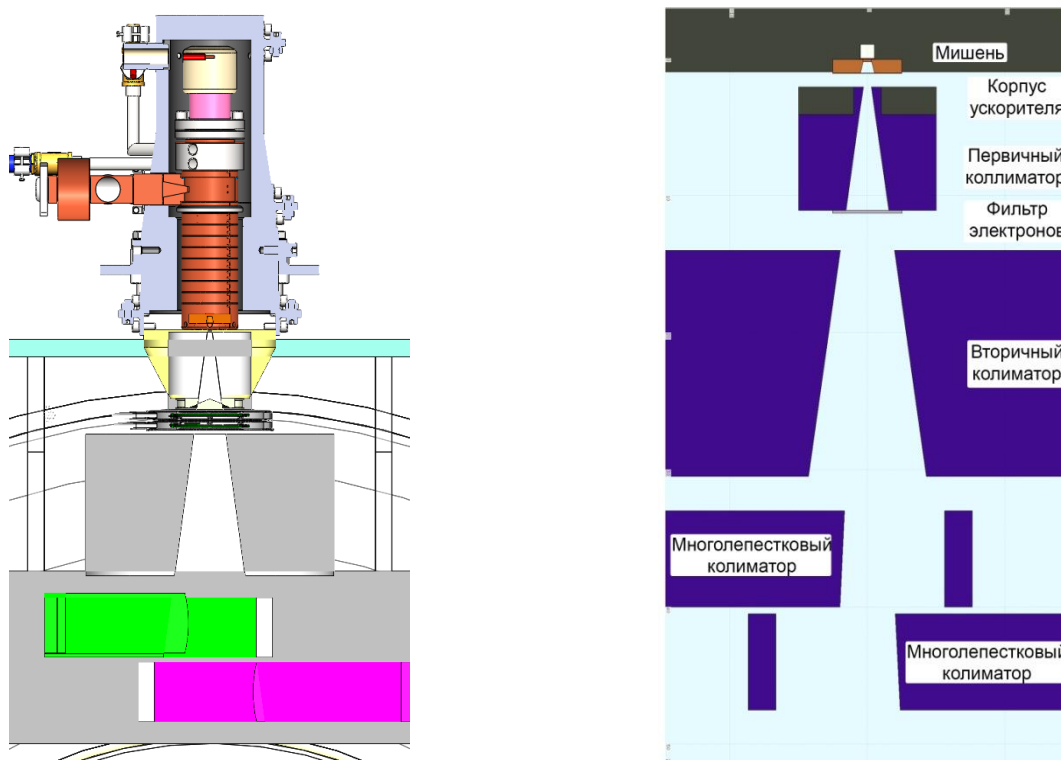


Рис. 3. Конструкция ускорителя и системы коллимации.

В качестве пучка первичных частиц использовались электроны с тремя спектрами, полученными в программном пакете BEAMDULAC [2] на выходе из последней ячейки ускорителя. Спектры были аппроксимированы распределением Гаусса для использования в пакете FLUKA (рис. 4).

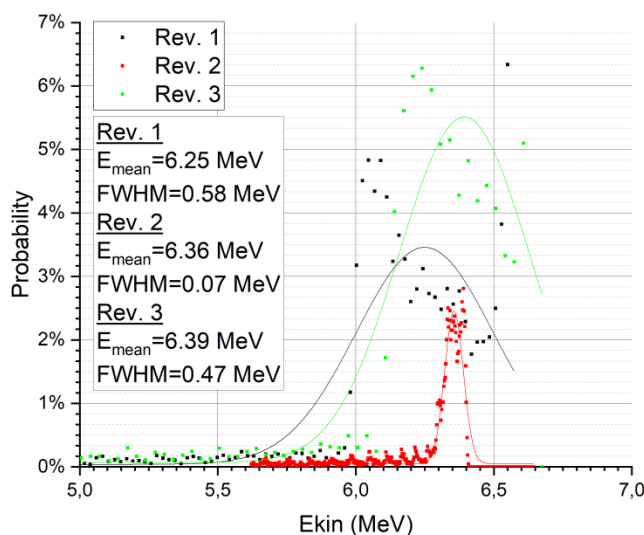
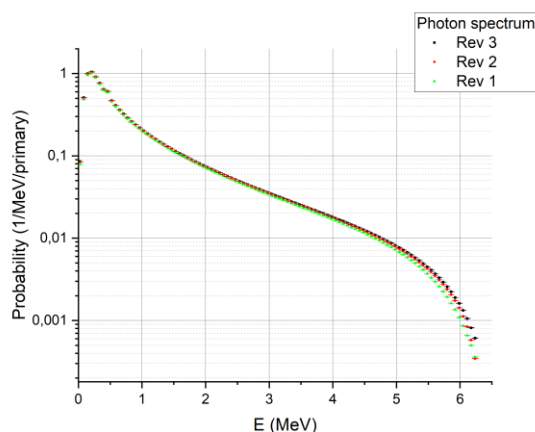
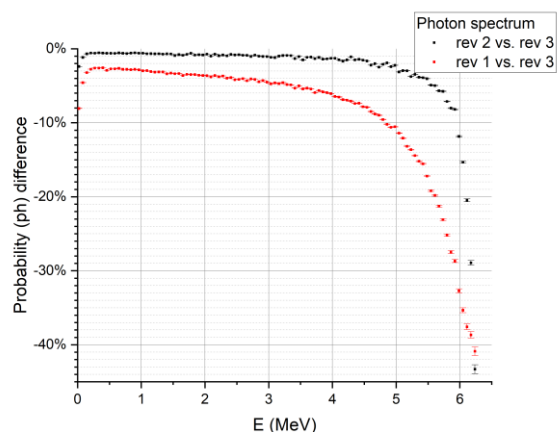


Рис. 4. Спектры пучка электронов, использованные в расчетах.

На рисунке 5 показаны тормозные спектры фотонов из мишени после прохождения стальной фольги толщиной 0.2 мм. Фольга расположена после медной подложки мишени перед первичным коллиматором и используется для защиты медной подложки от атмосферы. В качестве материала мишени при расчете использован сплав ВМ 3:5. Спектры Rev 2 и Rev 1 имеют меньшую интенсивность в районе максимальных энергий излучения, при этом снижение интенсивности в области энергий 1-2 МэВ, составляет соответственно 1 % и 3 %.



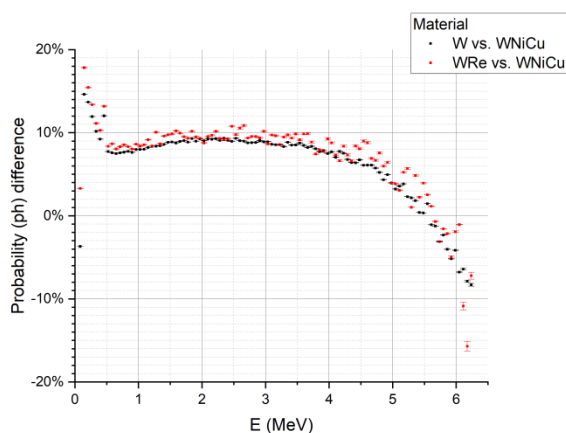
a



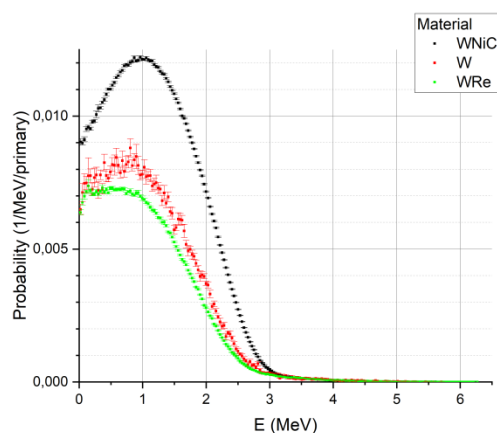
б

Рис. 5. Спектры фотонов на выходе из мишени из WNiCu (*a*) и
разница между спектрами для различных пучков первичных частиц (*б*).

При анализе материала мишени видно (рис. 6), что выход фотонов для мишени из чистого вольфрама или ВР-20 выше, чем для ВНМ 3:5. Это обусловлено более высоким средним атомным номером Z материала мишени. Разная плотность материалов объясняет более высокое количество электронов, прошедших через сборку мишени из ВНМ 3:5 (3.3 % от общего количества фотонов). Для мишеней из W это значение составляет 2.1 %, а для ВР-20 1.8 %. Параметры $PDD_{20,10}$ и $TPR_{20,10}$ ($TPR_{20,10}$ вычислялось по формуле [3]), рассчитываемые по поглощению излучения в водном фантоме, для различных материалов мишени в пределах погрешности совпадают между собой (рис. 7, табл. 1). Во всех случаях использовался спектр Rev 3.



a



б

Рис. 6. Разница между спектрами для разных материалов мишени (*a*)
и спектры электронов (*б*).

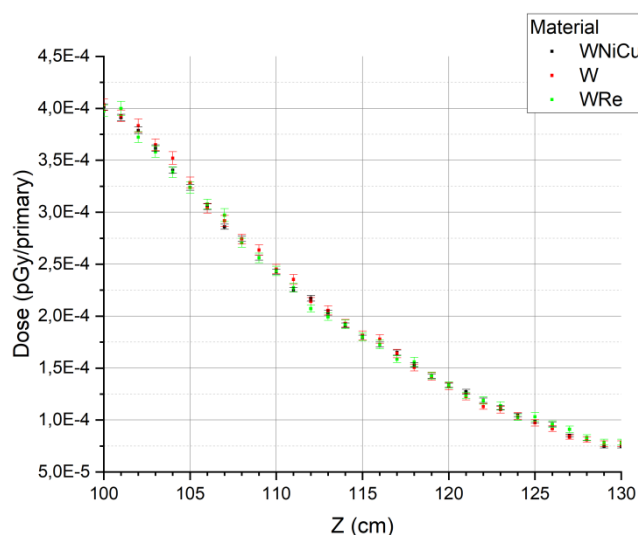


Рис. 7. Распределение поглощенной дозы по глубине фантома.

Табл. 1. Характеристики излучения для разных материалов мишеней.

	W	ВНМ 3:5	BP-20
PDD _{20,10}	0.539±0.024	0.552±0.017	0.554±0.023
TPR _{20,10}	0.624±0.028	0.639±0.020	0.642±0.026

Таким образом, оптимальным вариантом материала мишени для разрабатываемого ускорительного комплекса с точки зрения устойчивости к тепловым нагрузкам, радиационному выходу и технологичности изготовления является сплав ВНМ 3:5. Этот сплав позволяет работать в тех же тепловых режимах, что и чистый вольфрам, при этом не охрупчиваясь. При использовании ВНМ 3:5 происходит более высокий выход электронов, которые в дальнейшем можно отфильтровать или уменьшить их количество, изменив геометрию мишени.

Литература.

1. Budinger T.F.; Brahme A. Comprehensive biomedical physics. Vol. 1, Nuclear medicine and molecular imaging Amsterdam: Elsevier, 2014.
2. Bondarenko T.V., Polozov S.M., Masunov E.S. BEAMDULAC-BL code for 3D simulation of electron beam dynamics taking into account beam loading and coulomb field. Problems of Atomic Science and Technology. Series Nuclear Physics Investigations, 2013, № 6 (88), p. 114-118.
3. Followill D.S., Tailor R.C., Tello V.M., Hanson W.F. An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, Med Phys, 1998, № 25, p. 1202-1205.

ПОДБОР МАТЕРИАЛА И ОПТИМИЗАЦИЯ ФОРМЫ ВЫРАВНИВАЮЩЕГО ФИЛЬТРА ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ПУЧКА ДЛЯ НОВОГО КОМПЛЕКСА ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ТОРОИДАЛЬНОГО ТИПА

Артамонов К.Г., Бондаренко Т.В., Моисеев А.Н., Савельев В.А. (АО «НИИТФА»)

Дистанционная радиационная терапия является наиболее важным и часто используемым видом лучевой терапии, применяемым при лечении онкологических заболеваний. Терапия с помощью фотонного излучения, в свою очередь, является наиболее доступной и распространённой среди прочих (по сравнению с электронной, протонной, нейтрон-захватной и т.д.). Наиболее современными установками для генерации тормозного рентгеновского излучения являются линейные ускорители электронов. Они значительно превосходят радиоизотопные установки по гибкости параметров генерируемого излучения и возможностям планирования процедуры лечения, а также имеют богатую историю использования в медицине, которая начинается с установки в Больнице Хаммерсмит в Лондоне, запущенной в 1953 году [1]. В настоящий момент в мире получает распространение новое поколение медицинских ускорительных комплексов, спроектированных в тороидальной геометрии. АО НИИТФА ведет разработку своего терапевтического комплекса тороидального типа «Торус».

Суть лучевой терапии – доставить дозу облучения к опухоли минимально затрагивая окружающие здоровые ткани. Одним из ключевых узлов, определяющих качество работы комплекса, является система коллимации пучка, включая выравнивающий фильтр [2]. Задача последнего заключается в формировании максимально однородного дозового распределения в зоне облучения. Схема коллимационной системы, использованная в расчетах, показана на рисунке 1.

Расчет выравнивающего фильтра проводился в несколько итераций. Для первой итерации в программном пакете FLUKA был получен спектр тормозного излучения, производимый мишенью ускорителя при облучении электронами, имеющими стандартное распределение со средней энергией 6.25 МэВ и ширину на полувысоте 0.58 МэВ. Исходно при генерации излучения в мишени диаграмма направленности имеет значительную неоднородность по интенсивности и почти одинаковый спектр по всем направлениям (рис. 2).

Спектр на рисунке 2 для мишени из WNiCu (ВНМ 5:3) был использован для дальнейших расчетов образующей фильтра в программном пакете MATLAB. В качестве материалов фильтра были использованы вольфрам и медь. Конструктивно фильтр представляет собой аксиально симметричную фигуру со сложной формой, приближенной к конической. Фильтр располагается на подложке малой толщины, выполненной из того же материала. Водный фантом, в котором исследовалось дозовое распределение, располагается на расстоянии 90 см от мишени. Равномерность поглощения дозы в воде исследовалась на расстоянии 100 см от мишени.

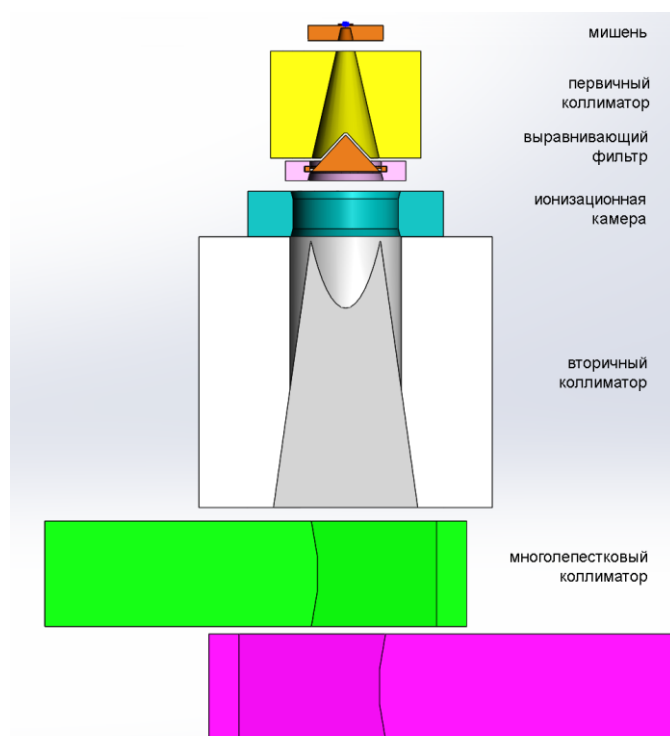


Рис. 1. Коллимационная система терапевтического комплекса «Торус».

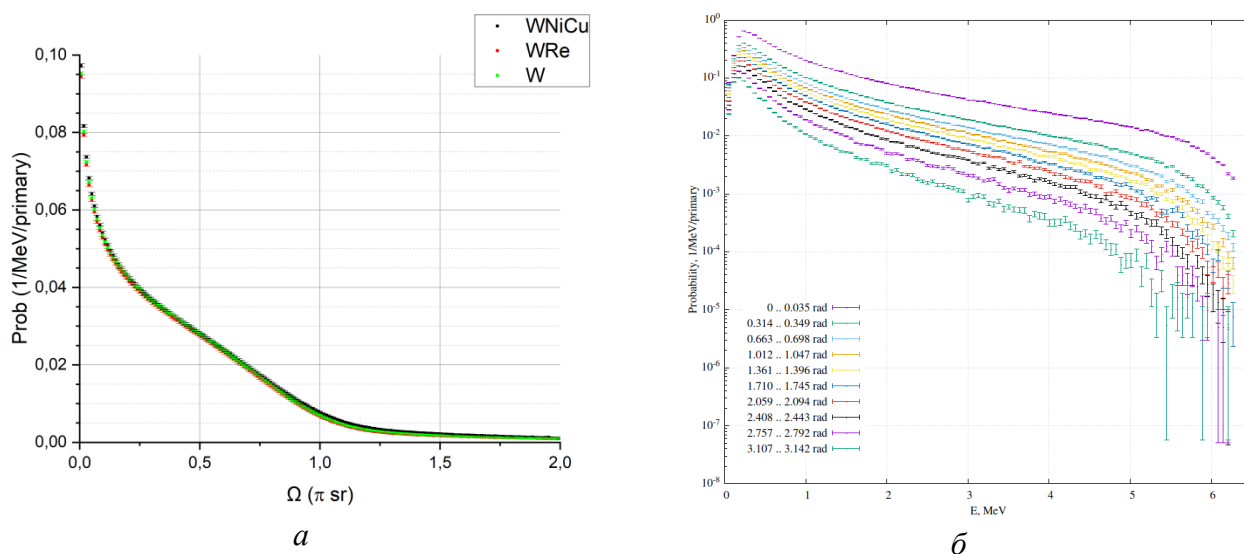
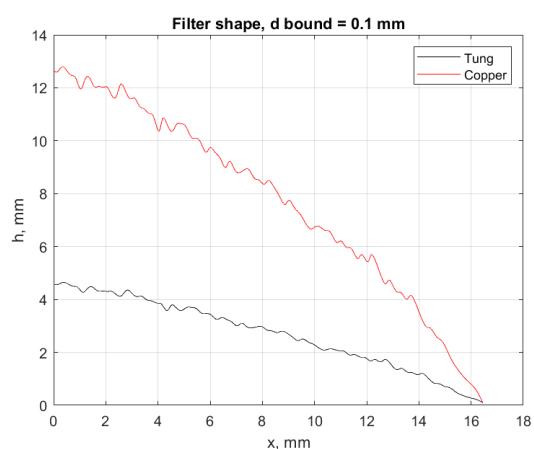
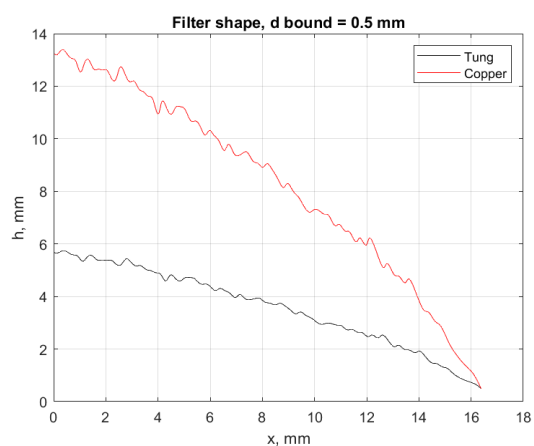
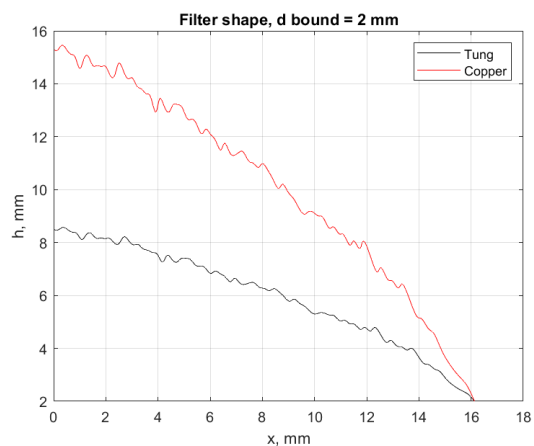
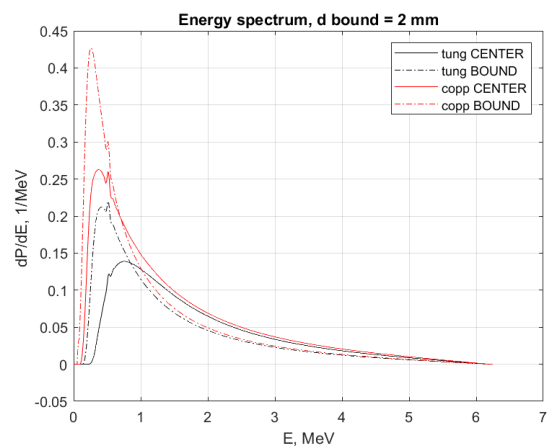


Рис. 2. Направленность тормозного излучения после медной подложки мишени (а) и спектры для разных углов излучения (б).

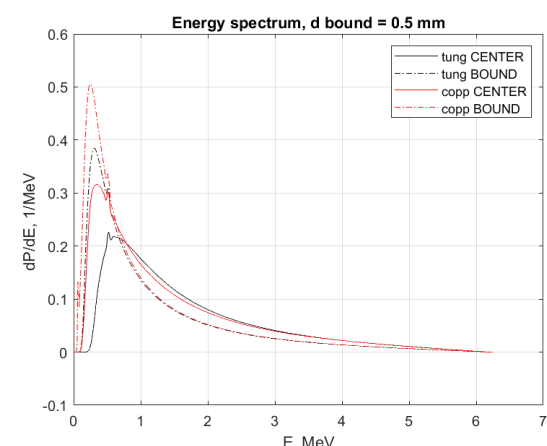
Рассчитанные без учета рассеяния профили фильтров с толщинами подложки 0.1 мм, 0.5 мм и 2 мм показаны на рисунке 3. Так же на рисунке 3 показаны спектры излучения, полученные для направления по оси пучка (CENTER) и для направления, соответствующего углу, на котором фильтр переходит в подложку (BOUND). По профилям образующих фильтров можно сделать вывод о том, что использование вольфрама позволяет сделать фильтр в два раза меньшим по высоте, чем при использовании меди. Однако фильтр из вольфрама значительно искажает спектр излучения: на оси излучение имеет спектр с большей средней энергией, чем в месте перехода фильтра в подложку. Помимо этого, фильтр из вольфрама имеет больший Z , что приводит к образованию большого количества электрон-позитронных пар и последующего изотропного аннигиляционного излучения.



a



б



в

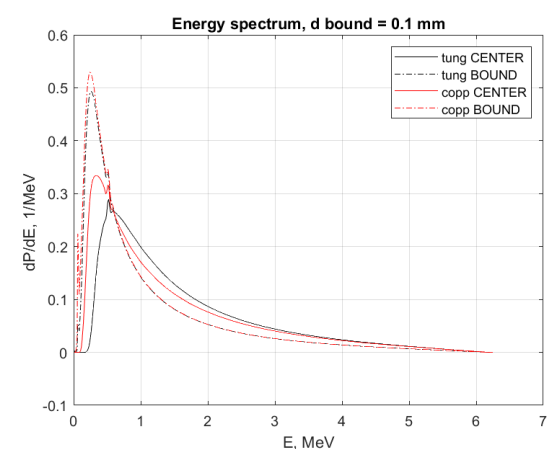
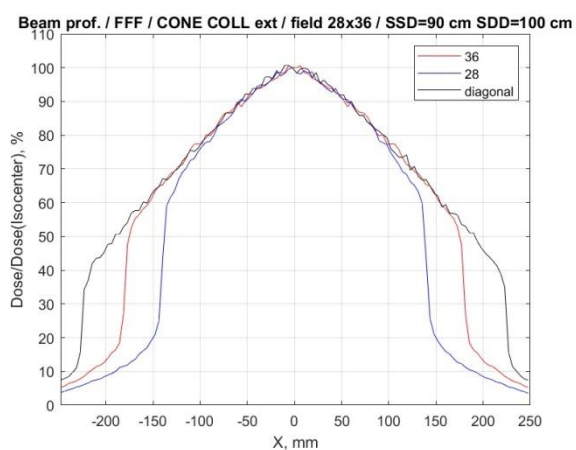
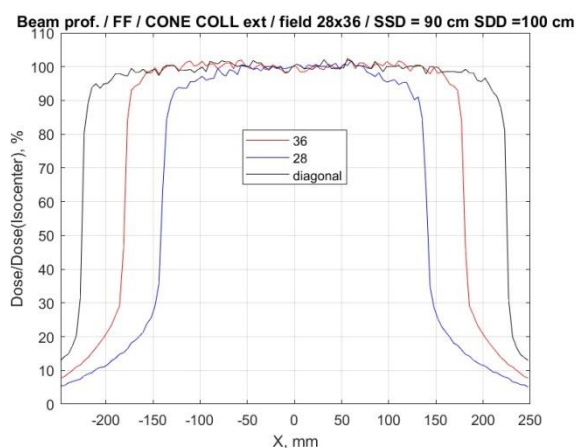
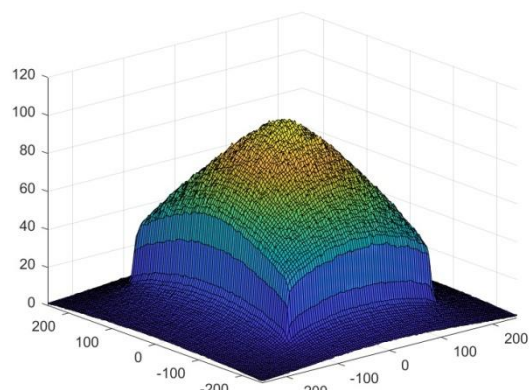


Рис. 3. Образующие фильтров, рассчитанных в MATLAB для толщин подложки 2 мм (а), 0.5 мм (б) и 0.1 мм (в).

Во второй итерации все взаимодействия, начиная с генерации тормозного излучения в мишени, были рассчитаны методом Монте-Карло в программном пакете Geant4. В качестве материала фильтра по результатам первой итерации была выбрана медь. Для упрощения расчетов в первом приближении рассматривалась коническая форма фильтра. Были построены двумерные проекции распределения дозы на глубине фантома 10 см для главных осей и диагоналей поля облучения. Поле было максимальным для данной установки и составляло 28x36 см на расстоянии 100 см от источника. Результаты моделирования показаны на рисунке 4.



a



б

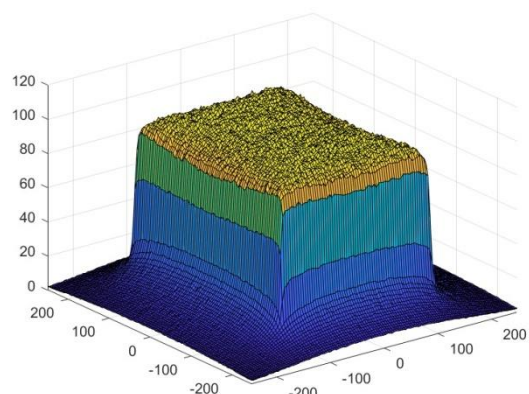


Рис. 4. Дозовое распределение в фантоме для пучков без фильтра (*a*) и с медным фильтром оптимизированной формы (*б*).

Как видно из рисунка 4, при использовании фильтра конической формы удастся добиться однородности распределения дозы в зоне выравнивания не более 3 % по короткой стороне поля и не более 2 % по длинной стороне поля и диагонали. Дальнейшая оптимизация формы и материала фильтра будет направлена на повешение однородности дозового распределения на стандартной глубине в водном фантоме.

Литература.

1. David I Thwaites 1, John B Tuohy Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. Phys Med Biol., 2006, Jul 7; № 51(13):R343-62.
2. Chang D.S., Lasley F.D., DAS I.J., Mendonca M.S., and Dynlacht J.R., Basic Radiotherapy Physics and Biology, Springer, New York, (2014) 30 – 31.

ОПЫТ ДЕСЯТИЛЕТНЕГО «ПРИМЕНЕНИЯ» РЕФЕРЕНТНЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ УРОВНЕЙ В РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

***Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева, ФГБОУ ВО СПбГПМУ),
Чипига Л.А. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева, ФГБУ НМИЦ им. В.А. Алмазова,
ФГБУ «РНЦРХТ им. ак. А.М. Гранова»), Рыжов С.А. (ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»),
Потрахов Ю.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

Наиболее важным и результативным из всех принципов радиационной защиты пациентов при медицинском облучении является принцип оптимизации, основой которого является система референтных диагностических уровней (РДУ). Они успешно применяются в международной практике [1], впервые предложены для применения в отечественном здравоохранении для отдельных рентгенологических исследований в 2010 году и официально введены в ОСПОРБ-99/2010 [2] и МР 2.6.1.0066-12 [3]. Таким образом, в этом году исполняется 11 лет с момента первого упоминания о РДУ в отечественных регулирующих документах; в следующем году исполнится 10 лет с момента появления первого методического документа, посвященного установлению и применению РДУ для рентгенографии взрослых пациентов. За это время численные значения РДУ для рентгенографических исследований, компьютерной томографии, радионуклидной диагностики были научно обоснованы и установлены ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева. Тем не менее за прошедшую декаду РДУ ни разу не были применены в практическом звене здравоохранения ни в одном из регионов Российской Федерации. Большинство научно-практических работ по оптимизации проведения отдельных видов рентгенорадиологических исследований также остались без широкого внедрения. Целесообразно проанализировать комплекс факторов, затрудняющих внедрение принципа оптимизации в целом и РДУ в частности в практику отечественных радиационной защиты и лучевой диагностики, что необходимо при переработке действующих нормативных документов в области обеспечения радиационной безопасности в медицине.

В соответствии с действующими нормативно-методическими документами (НМД) требования по контролю и учету доз облучения пациентов, установлению и применению РДУ, настройке и контролю качества оборудования для лучевой диагностики являются прерогативой Роспотребнадзора [2, 3]. Регулирующие документы Министерства здравоохранения и Росздравнадзора таких требований не содержат (за исключением требований к обеспечению качества оказания медицинских услуг и клиническим аудитам). Контроль и учет доз облучения пациентов, результаты их статистической обработки и анализа (в виде РДУ), а также оптимизация проведения рентгенорадиологических исследований (в виде разработки и внедрения протоколов, обеспечивающих получение полноценного диагностического изображения с минимальной дозой облучения пациентов) не относятся к компетенции Роспотребнадзора, так как Роспотребнадзор не может обеспечить выполнение самих процессов, равно как и проводить верификацию полученных результатов (например, правильность измерения или расчета доз облучения пациентов, или применение корректных оптимизированных протоколов), но, при наличии методики, может осуществить контроль полученных результатов. Сложность и комплексность дозиметрии пациентов резко отличается от радиационного контроля персонала и населения. Необходимость достоверного определения индивидуальных доз облучения, полученных

каждым пациентом, делает невозможным (или крайне затруднительным) передачу данных работ на подряд в аккредитованные лаборатории радиационного контроля. Весь комплекс работ по оптимизации защиты пациентов при медицинском облучении должен проводиться на уровне медицинской организации персоналом медицинской организации. Сведения о распределении обязанностей в рамках оптимизационных мероприятий представлены в таблице 1.

Как следует из таблицы 1, большинство этапов процесса оптимизации радиационной защиты пациентов при медицинском облучении на сегодняшний день не выполняются, или выполняются крайне формально:

- измерение (расчет) индивидуальных доз облучения пациентов на 100 % реализован только при проведении КТ-исследований, интервенционных и диагностических радионуклидных исследований. Процент аппаратов для флюорографии, рентгенографии, маммографии, стоматологии и пр., оснащенных клиническими дозиметрами по данным собственных исследований не превышает 20 % [4]. Подавляющее большинство имеющихся клинических дозиметров не проходит поверку/калибровку. Следует отметить, что под индивидуальной дозиметрией пациентов в отечественной практике как правило понимают приписывание пациенту значения средней эффективной дозы;

- определение стандартных (типичных) доз облучения пациентов частично реализовано за счет определения на регулярной основе средних эффективных доз пациентов, которые используются для заполнения формы № 3-ДОЗ системы ЕСКИД [5]. Данную работу выполняют как правило внешние организации (аккредитованные лаборатории радиационного контроля), при этом достоверность определения доз является крайне низкой. Дополнительной проблемой является оценка эффективных доз по МУ 2.6.1.3584-19 «Оценка эффективных доз пациентов при рентгенологических исследованиях», предназначенных для грубой оценки эффективных доз для ограниченного количества режимов проведения рентгеновских исследований;

- отсутствует орган, официально уполномоченный на разработку и установление РДУ. В полномочия Роспотребнадзора данная функция не входит (так как прописана в документе, носящем рекомендательный характер); к тому же территориальные органы Роспотребнадзора не ведут независимый контроль и учет доз облучения пациентов. Основным источником данных по уровням облучения пациентов для Роспотребнадзора являются формы № 3-ДОЗ, которые в лучшем случае подкреплены актуальными протоколами расчета средних эффективных доз пациентов. Установление РДУ по данным из формы № 3-ДОЗ невозможно. Формально за установление РДУ могли бы отвечать организации, определенные Минздравом России и органами здравоохранения субъектов Российской Федерации (например, рентгенорадиологические общества), но полномочия этих организаций по данному вопросу также не определены;

- в связи с тем, что по определению РДУ не являются нормативом (и, как следствие, превышение стандартной дозы на рентгеновском аппарате или компьютерном томографе установленного значения РДУ не является нарушением санитарно-эпидемиологического законодательства), у Роспотребнадзора отсутствует методики контроля их применения (отсутствуют законодательные рычаги влияния на медицинскую организацию). Медицинские организации также не заинтересованы в проведении оптимизационных мероприятий, зачастую воспринимая данную работу как не профильную и избыточную.

Табл. 1. Структура оптимизационных мероприятий, связанных с установлением РДУ и задействованные организации.

Этап оптимизации	Ответственные в соответствии с действующими НМД	Ответственные в соответствии с выполняемыми трудовыми функциями	Фактическое выполнение
Регистрация, учет и оценка индивидуальных доз пациентов	Персонал медицинской организации (врач-рентгенолог/радиолог, рентгенолаборант, оператор)	Персонал медицинской организации (медицинский физик)	Не выполняется за исключением ПО рентгеновских аппаратов/КТ
Оценка уровней облучения пациентов (определение стандартных/типичных доз)	Персонал медицинской организации (врач-рентгенолог/радиолог, рентгенолаборант, оператор)	Персонал медицинской организации (медицинский физик)	Персонал аккредитованных лабораторий радиационного контроля
Разработка локальных/региональных РДУ	Органы Роспотребнадзора в субъектах РФ во взаимодействии с органами и/или организациями управления здравоохранением или профессиональными медицинскими организациями	Научные и медицинские организации	Не выполняется, за редким исключением
Утверждение локальных/региональных РДУ	Органы и/или организации управления здравоохранением или профессиональные медицинские организации	Органы и/или организации управления здравоохранением или профессиональные медицинские организации	Не выполняется, за редким исключением
Установление локальных/региональных РДУ	Органы Роспотребнадзора в субъектах РФ	Органы и/или организации управления здравоохранением или профессиональные медицинские организации	Не выполняется
Контроль установленных локальных/региональных РДУ	Органы Роспотребнадзора в субъектах РФ	Органы Роспотребнадзора в субъектах РФ	Не выполняется
Установление федеральных РДУ	Федеральные органы Роспотребнадзора во взаимодействии с федеральными органами и/или организациями управления здравоохранением. Проект Федеральных РДУ готовит Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В.Рамзаева	Федеральные органы Роспотребнадзора во взаимодействии с федеральными органами и/или организациями управления здравоохранением. Проект Федеральных РДУ готовит Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В.Рамзаева	Не выполняется
Выявление аппаратов с аномально высокими/низкими дозами облучения пациентов	Не указано (подразумеваются Специалисты территориальных органов Роспотребнадзора)	Персонал медицинской организации (медицинский физик)	Не выполняется
Проведение мероприятий по оптимизации рентгенорадиологических исследований	Персонал медицинской организации (без конкретизации)	Персонал медицинской организации (медицинский физик)	

Таким образом, для успешного решения сложившейся ситуации необходимо:

- определить федеральные органы исполнительной власти, задействованные (отвечающие) за различные этапы оптимизации медицинского облучения, и добиться согласования их обязанностей и полномочий. Целесообразно ответственность за сбор исходных данных для установления РДУ (индивидуальные дозы пациентов, стандартные (типичные) дозы) возложить на Минздрав и органы здравоохранения субъектов; за установление численных значений федеральных РДУ – на Роспотребнадзор (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева в частности);
- ввести РДУ в отечественные нормативно-методические документы, регулирующие обеспечение радиационной защиты пациентов и населения при медицинском облучении: в новую редакцию ФЗ-3 «О радиационной безопасности населения» и в новую редакцию ОСПОРБ (или аналогичного по статусу и функциям документа);
- переработать и актуализировать действующие МР 2.6.1.0066-12, сделав основной акцент на детализацию методик сбора и обработки исходных данных, необходимых для оценки стандартных (типичных) доз облучения пациентов;
- отказаться от использования эффективной дозы в контексте установления РДУ, что крайне затруднит предоставление некорректных данных по дозам облучения пациентов и упростит сбор исходных данных для оценки стандартных (типичных) доз облучения пациентов;
- реализовать РДУ в качестве одного из элементов производственного радиационного контроля.

Литература.

1. Радиационная защита и безопасность источников излучения: Международные основные нормы безопасности GSR Part 3. МАГАТЭ, Вена, 2015. – 518 с.
2. «Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ-99/2010)»: СП 2.6.1.2612-10): зарегистрирован 11 августа 2010 г. Регистрационный номер 18115.: Минюст России, 2010. – 82 с.
3. Применение референтных диагностических уровней для оптимизации радиационной защиты пациента в рентгенологических исследованиях общего назначения : МР 2.6.1.0066-12. – М.: Роспотребнадзор, 2012. – 28 с.
4. Водоватов А.В. Практическая реализация концепции референтных диагностических уровней для оптимизации защиты пациентов при проведении стандартных рентгенографических исследований. Радиационная гигиена. 2017;10(1):47-55. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2017-10-1-47-55>.
5. Методические рекомендации «Заполнение формы федерального государственного статистического наблюдения № 3-ДОЗ». Доступен по: http://www.niirg.ru/PDF/MR_3-DOS_2013.pdf (дата обращения 01.03.2021).

ВОЗМОЖНОСТИ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТЕХНОЛОГИИ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ СКРЫТЫХ ДЕФЕКТОВ ЗЕРНА В ЦЕЛЯХ ПРОТИВОДЕЙСТВИЯ АГРОТЕРРОРИСТИЧЕСКИМ УГРОЗАМ НА СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ ОБЪЕКТАХ ПОВЫШЕННОЙ ОПАСНОСТИ

***Архипов М.В. (ФГБНУ АФИ), Тюкалов Ю.А. (СЗЦППО СПб ФИЦ РАН),
Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Петрушин А.А. (ФГБНУ АФИ),
Потрахов Н.Н., Староверов Н.Е. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

Обеспечение продовольственной безопасности требует разработки физико-технического и информационного базиса для мониторинга качества производственных партий зерна с использованием методик неразрушающего контроля, позволяющих осуществлять досмотр зерна в процессе его производства переработки, транспортировки и хранения.

Создание специализированной аппаратуры и автоматизированной компьютерной системы распознавания рентген образов позволит снизить риски от вероятных несанкционированных воздействий агротеррористического характера на агросырьё. При этом будет разработан алгоритм дешифрирования хозяйственно важных рентгенографических показателей качества и биобезопасности зерна (скрытая заселенность вредителями запасов, поврежденности вредителями и их энзимами, скрытое прорастание). Разработанный учеными АФИ и ЛЭТИ в том числе и для этих целей отечественный стандарт «Семена сельскохозяйственных культур. Цифровая рентгенография» не имеет аналогов в мировом семеноведении и семеноводстве и его применение позволит осуществлять легитимный контроль качества отечественных и импортных семян, их биобезопасность для оценки экологических, техногенных и фитосанитарных рисках на объектах повышенной опасности в целях минимизации нештатных ситуаций, в том числе, и агротеррористической направленности.

Создание специализированного рентгенодиагностического комплекса позволит надежно и с высокой степенью достоверности:

- оценивать наличие и динамику скрытых повреждение зерновки;
- определять критический уровень наличие хозяйственно значимых дефектов, влияющих на биобезопасность агросырья;
- сохранять документальную характеристику (рентгенограммы) качества партий зерна и после уничтожения контрольных образцов в соответствии с регламентируемыми сроками их хранения при решении арбитражных вопросов.

Разработанные аппаратура и технологии позволят обеспечить оперативной информации о качестве зерна различного целевого назначения (страховые фонды семян, стратегические и мобилизационные запасы зерна, импортные поставки семян и др.), перевести наше зерновое хозяйство на новые технологические рельсы и обеспечит ему высокую конкурентоспособность на мировом рынке зерна, создаст надежный фундамент обеспечения продовольственной безопасности нашей страны.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПЛАСТИКОВЫХ ПРЕДМЕТОВ ЗА МЕТАЛЛАМИ С ПОМОЩЬЮ ИСКУССТВЕННЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ И ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДВУХЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ

Комарский А.А., Корженевский С.Р., Комаров Н.А. (ИЭФ УрО РАН)

При рентгеновском досмотровом контроле багажа важно определять потенциально опасные предметы. Для металлических предметов это достаточно простая задача, поскольку металл поглощает рентгеновское излучение сильнее, чем пластик или ткань. Но в современном мире огнестрельное оружие может быть напечатано из пластика на 3D-принтере. Определить пластик, закрытый металлом на рентгеновских снимках, сделанных в одной проекции, уже не является тривиальной задачей, особенно если пластиковый предмет перекрыт металлом переменной толщины. Также оружие из пластика выглядит, как конструктор, и по-отдельности даже контрастную деталь такого оружия оператору на рентгеновском снимке практически невозможно идентифицировать.

В работе представлен принцип выделения пластиковых предметов, которые перекрывают металлы разной толщины, на рентгеновских снимках, полученных при излучении с разным спектральным составом, с помощью искусственной нейронной сети.

Предметы с разной плотностью на рентгеновских снимках можно определять с помощью преобразований изображений, связанных с двухэнергетическими методами обработки, с целью выделения близких по плотности объектов либо объектов с разными атомными номерами [1]. Однако в большинстве случаев теоретические решения адаптированы для излучения близкого к моноэнергетическому, что в реальных условиях промышленности практически не реализуется, так как рентгеновские трубки имеют непрерывный спектр излучения.

Для получения рентгеновских изображений с целью выделения пластиковых предметов под металлом разной толщины мы применяли разрабатываемые в нашей лаборатории рентгеновские источники импульсного излучения [2], в которых формирование импульсов высокого напряжения происходит за счет полупроводникового прерывателя тока (SOS) [3]. Такие источники хорошо подходят для съемки движущихся объектов, так как короткая рентгеновская вспышка позволяет получать изображение движущегося объекта вплоть до десятков м/с с высокой резкостью. К тому же в спектре импульсного рентгеновского источника присутствует большая доля квантов из длинноволновой области спектра, что отличает такой источник от источника непрерывного действия при совпадении значений максимального напряжения питания, то есть при одинаковой граничной длине волны [4]. В связи с этим, тот факт, что спектральный состав импульсного рентгеновского источника имеет значительную долю квантов с низкой энергией, дает возможность применять данные рентгеновские источники для получения изображений со смешанным спектральным составом излучения, используя лишь фильтры, например, из меди либо алюминия.

На рисунке 1 приведены изображения пластикового ножа скрытого пластинами алюминия разной толщины, что затрудняет его восприятие. Изображения получены при разных спектральных составах рентгеновского излучения: на рисунке 1, а при полном

спектре излучения, на рисунке 1, б изображение при более жестком спектральном составе, когда излучение прошло через медный фильтр 1.5 мм.

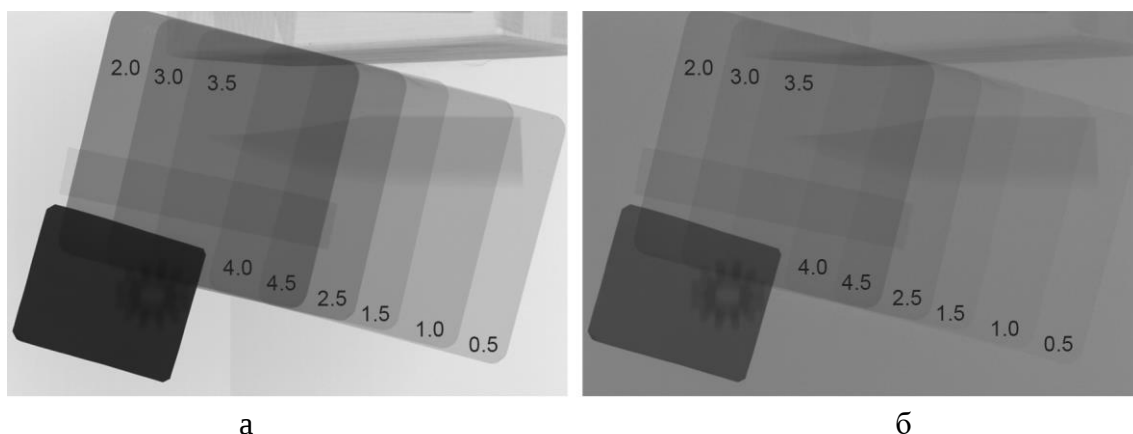


Рис. 1. Рентгеновские изображения пластикового ножа под слоями алюминия максимальной толщиной 4.5 мм, зарегистрированные: а – при полном спектре излучения и б – при более жестком излучении, за счет использования медного фильтра 1.5 мм.

На основе изменения поглощения разноэнергетического рентгеновского излучения материалами, экспериментально подобрана функция

$$F(x) = f(x_1, x_2),$$

которая позволяет преобразовывать изображения, зарегистрированные при данных спектральных составах (x_1, x_2 – яркость пикселей детектора при полном и жестком спектрах соответственно), таким образом, что получается синтезированное изображение с выделением пластика на фоне металла.

Данное изображение приведено на рисунке 2, где видно пластиковое лезвие ножа на достаточно равномерном фоне металла, также пластиковая шестеренка выделяется на фоне медной пластины толщиной 1 мм и алюминия переменной толщины.

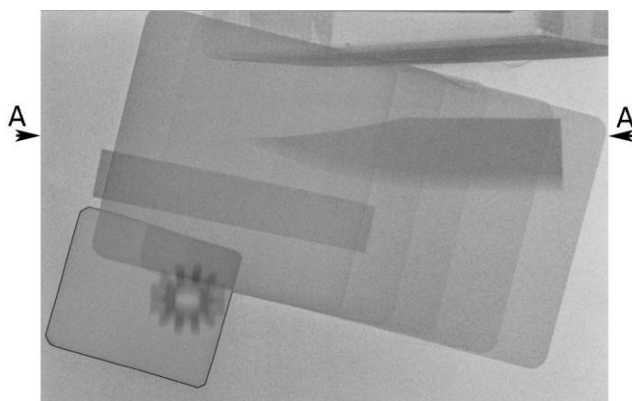


Рис. 2. Синтезированное изображение с выделением пластика на фоне металла, полученное из двух изображений разного спектрального состава.

Для наглядности на рисунке 3 приведена относительная интенсивность яркости пикселей линии детектора – AA', указанной на рисунке 2 стрелками, для всех трех изображений. Видно, что после преобразования на синтезированном изображении ступенчатые переходы, характеризующие разные толщины алюминия, практически исчезли.

Стоит отметить, что рентгеновская трубка, используемая в экспериментах, имеет сравнительно небольшое фокусное пятно около 1 мм и при обработке учитывается распределение пучка излучения по поверхности детектора, чтобы избежать яркостного градиента от центра к периферии.

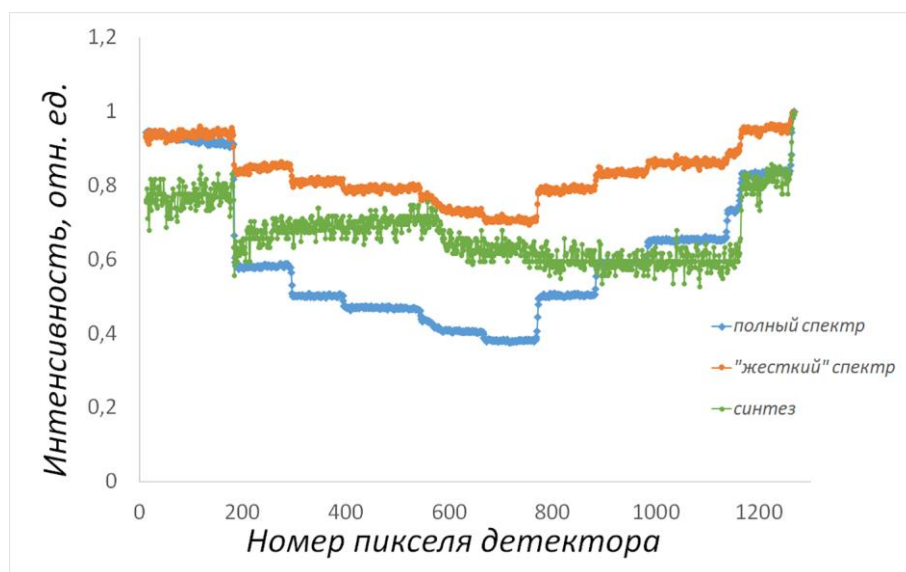


Рис. 3. Относительная интенсивность яркости пикселей линии детектора – АА', показанной на рисунке 2 стрелками, обозначена «синтез»; линия в тех же координатах на рис. 1, а – «полный спектр», на рис. 2, б – «жесткий» спектр».

Если смотреть субъективно, то для человеческого глаза на синтезированном изображении определить нож проще нежели на изображениях при каком-то одном спектре. Однако на рентгеновском изображении может быть зарегистрирован объект в такой проекции, что его идентификация будет затруднена для человека, в таких случаях обычно необходима дополнительная проекция.

Данная задача решена с помощью использования искусственных нейронных сетей. Для эксперимента было изготовлено 10 моделей пластиковых ножей, затем были получены их рентгеновские изображения в разных проекциях. Во-первых, это реализовывало через аппаратную часть, то есть каждое лезвие было установлено на шаговый двигатель, за счет чего было получено 360 изображений объекта. Синхронизация работы двигателя, рентгеновской видео панели, импульсного рентгеновского генератора осуществляются через Arduino. В экспериментах применяется плоскочувствительный детектор VIVIX-V 2323D, способный работать при частоте регистрации 37 кадров/сек. Во-вторых, написана программа, которая позволяет каждое изображение поворачивать на заданный угол, чтобы получить изображения объекта в максимально возможных проекциях. Таким образом составлен набор данных, состоящий из нескольких тысяч рентгеновских изображений ножей, для обучения и тренировки применены только 8 видов лезвий, чтобы при проверке установить, что искусственная нейронная сеть определяет не только данные из набора обучения.

Для работы выбран алгоритм по распознаванию объектов YOLOv5 из семейства YOLO. Данный алгоритм выполнен на основе PyTorch (фреймворк машинного обучения для языка Python). Основными преимуществами данной модели по сравнению с YOLOv4 и другими алгоритмами нейронных сетей являются лучшая производительность и открытый доступ к исходному коду.

Архитектура алгоритмов YOLO состоит из единой нейронной сети, которая принимает изображение в качестве входных данных и напрямую строит ограничивающие рамки и прогнозирует класс объекта внутри этих рамок. Данная архитектура решает задачу регрессии и выполняет классификацию и локализацию изображений за один прогон алгоритма.

После обучения искусственная нейронная сеть была проверена на данных, не входивших в набор обучения. С высокой долей вероятности сеть определяет лезвия ножей во всех проекциях, однако, как и ожидалось, на изображениях, где пластиковое лезвие ножа прикрыто металлическими пластинами, сеть не распознает искомый объект. На рисунке 4 снизу приведены примеры выделения пластикового предмета, за счет преобразования из двух изображений, зарегистрированных при разных спектрах излучения. Толщина пластика составляет 2.5 мм, слои алюминия имеют переменную толщину до 4.5 мм (рис. 4, а и 4, в), также пластиковый предмет скрыт под слоями меди 1 мм и алюминия переменной толщины (рис. 4, б). Сверху на рисунке 4 приведены изображения, полученные при полном спектральном составе излучения. На синтезированных изображениях, где металлы представляются как однородных фон, нейронная сеть находит лезвие ножа в разных проекциях (рис. 4). Также алгоритм получения синтезированного изображения с выделением пластика на фоне металла эффективно удалил медную пластину, и искусственная нейронная сеть успешно определила лезвие пластикового ножа (рис. 4, б). Стоит отметить, что на рисунке 4, в сеть определила нож в такой проекции, что оператор вряд ли смог бы его идентифицировать.

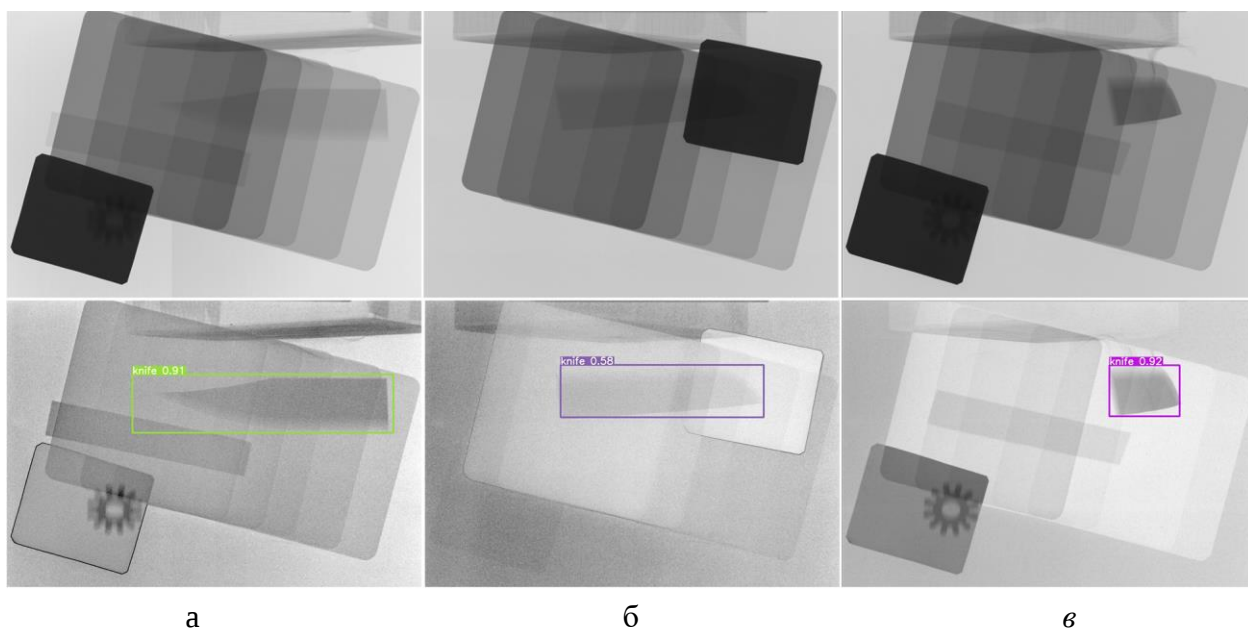


Рис. 4. Определение искусственной нейронной сетью на синтезированном изображении пластикового предмета.

Таким образом, разработан математический алгоритм, позволяющий из двух изображений, зарегистрированных в одной проекции при полном спектральном составе излучения и при более жестком спектральном составе от одного импульсного рентгеновского источника, выделять пластиковые предметы на фоне металлов, создавать

высокий контраст пластика по отношению к металлу и фону, удалять перепады яркости при изменении толщины металла.

На обработанных изображениях при помощи искусственной нейронной сети удается выделить и классифицировать с высокой долей вероятности пластиковые предметы, тогда как на изображениях, при одном спектральном составе пластиковые предметы, закрытые металлами, искусственная нейронная сеть не может определить и произвести классификацию. К тому же искусственная нейронная сеть определяет предметы в проекциях, в которых человеку несвойственно делать идентификацию, например, на рисунке 4, в сеть определила лезвие пластикового ножа в неочевидной проекции. Применение искусственной нейронной сети дает более объективное определение необходимых предметов, и позволяет установить границы чувствительности при выделении пластика на фоне металла, в отличие от субъективного видения оператора.

Применение импульсных рентгеновских источников для съемки движущихся объектов хорошо подходит, поскольку позволяет получать изображения с высоким разрешением на плоско-панельных детекторах с микронными размерами пикселей за счет высокой дозы облучения за время импульса, длительность которого составляет десятки наносекунд.

В совокупности применение импульсного рентгеновского источника с SOS, алгоритма выделения пластика на фоне металла и искусственной нейронной сети позволяют автоматически выделять потенциально опасные предметы, изготовленные не только из металлов, но и из пластика.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 20-79-00036.

Литература.

1. Optimization of imaging performance and conspicuity in dual-energy x-ray radiography / S. Richard // Ph.D., Department of Medical Biophysics, University of Toronto, 2008. - 160 p.
2. Pulsed X-ray source with the pulse duration of 50ns and the peak power of 70MW for capturing moving objects / Komarskiy A.A., Korzhenevskiy S.R., Ponomarev A.V., Komarov N.A. // Journal of X-Ray Science and Technology, 2021, vol. 29(4), pp. 567–576.
3. High-frequency pulse generators based on SOS diodes with subnanosecond current cutoff time / Lyubutin S.K., Rukin S.N., Slovikovskii B.G., Tsyanov S.N. // Instruments and Experimental Techniques, 2000, vol. 43, iss. 3, pp. 331–338.
4. Спектр излучения импульсных рентгеновских источников на основе полупроводникового прерывателя тока (SOS) / Комарский А.А., Корженевский С.Р., Комаров Н.А. // VII Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2020, с. 36–40.

РАЗРАБОТКА КОМПЕНСИРУЮЩЕГО МЕТАЛЛИЧЕСКОГО ФИЛЬТРА ДЛЯ МИКРОТОМОГРАФИИ НЕФТЕГАЗОВОГО КЕРНА

Авакян А.К. (ПРОДИС.НДТ)

Нефтегазовым керном называют цилиндрический образец горной породы, содержащий информацию об объемах полезных ископаемых и возможности их разработки. Микротомография кернов является рутинным исследованием, проводимым для измерения структуры и пористости горных пород. Для данного метода существуют следующие ограничения: во-первых, цилиндрическая форма образца в совокупности с ограниченным динамическим диапазоном цифрового детектора приводит к крайне низкому уровню сигнала (низкому отношению сигнал/шум) на проекции центра керна при пересветке детектора и на проекции периферии керна; во-вторых, спектральная природа рентгеновского излучения вызывает эффект ужесточения спектра. В результате на томографических срезах образца в центральной области объема высокий уровень шума при низком контрасте не позволяет выполнять анализ структуры (поры, микротрещины, минеральные включения). Частично обозначенные проблемы решаются применением плоских металлических фильтров (Al, Cu, др.), модулирующих исходный спектр излучения источника, тем самым расширяя динамический диапазон сигнала, однако данного решения недостаточно для существенного повышения отношения сигнал/шум в проекции вдоль диаметра образца.

В медицинской томографии, где псевдоцилиндрическим объектом исследования выступает голова или тело пациента, схожая проблема решается применением компенсирующих алюминиевых фильтров сложной формы, модулирующих интенсивность излучения источника, исходя из ожидаемого эффективного ослабления в объекте [1]. При этом среднее значение зарегистрированного цифрового сигнала на проекции выравнивается по площади кадра. После этого величина ослабления определяется нормировкой проекции объекта на снимок фильтра без объекта и передается на реконструкцию. Применение компенсирующего алюминиевого фильтра для задачи неразрушающего контроля керна предложено в работе [2].

Объектом данного исследования является керн диаметром 38 мм (рис. 1, а). Дополнительным ограничением является максимальное напряжение спектра рентгеновского источника 80 кВ. Цель – получение пространственного разрешения 50 мкм (размер вокселя) и отношения контраст/шум томограммы в области центра объема, достаточного для точного количественного анализа за счет применения разработанной системы компенсирующих металлических фильтров.

Компенсирующий фильтр (рис. 1, б) спроектирован для микротомографии на томографе собственного производства (ПРОДИС.Компакт) со следующими характеристиками: источник рентгеновского излучения Spellman XRB011 (35-80 кВ, 50 Вт, фокусное пятно 35 мкм), детектор рентгеновского излучения ПРОДИС.Марк (размер пикселя 49.5 мкм, габариты плоскопанельного детектора 114×145 мм, 6.7 МП, сцинтиллятор CsI), полное расстояние источник детектор 435 мм. В ходе предварительного исследования был измерен при напряжении источника 80 кВ усредненный коэффициент рентгеновского ослабления конкретного керна, равный 0.108 [1/мм]. Также, получена зависимость коэффициента ослабления алюминия от толщины материала, использованная для

верификации математической модели спектра источника. Система фильтрации состоит из последовательно расположенных между источником и объектом: первичного свинцового коллиматора, плоского фильтра (медь, толщина 100 мкм), компенсирующего фильтра (алюминий), вторичного свинцового коллиматора, а также медной фольги (толщина 50 мкм) на входной поверхности детектора.

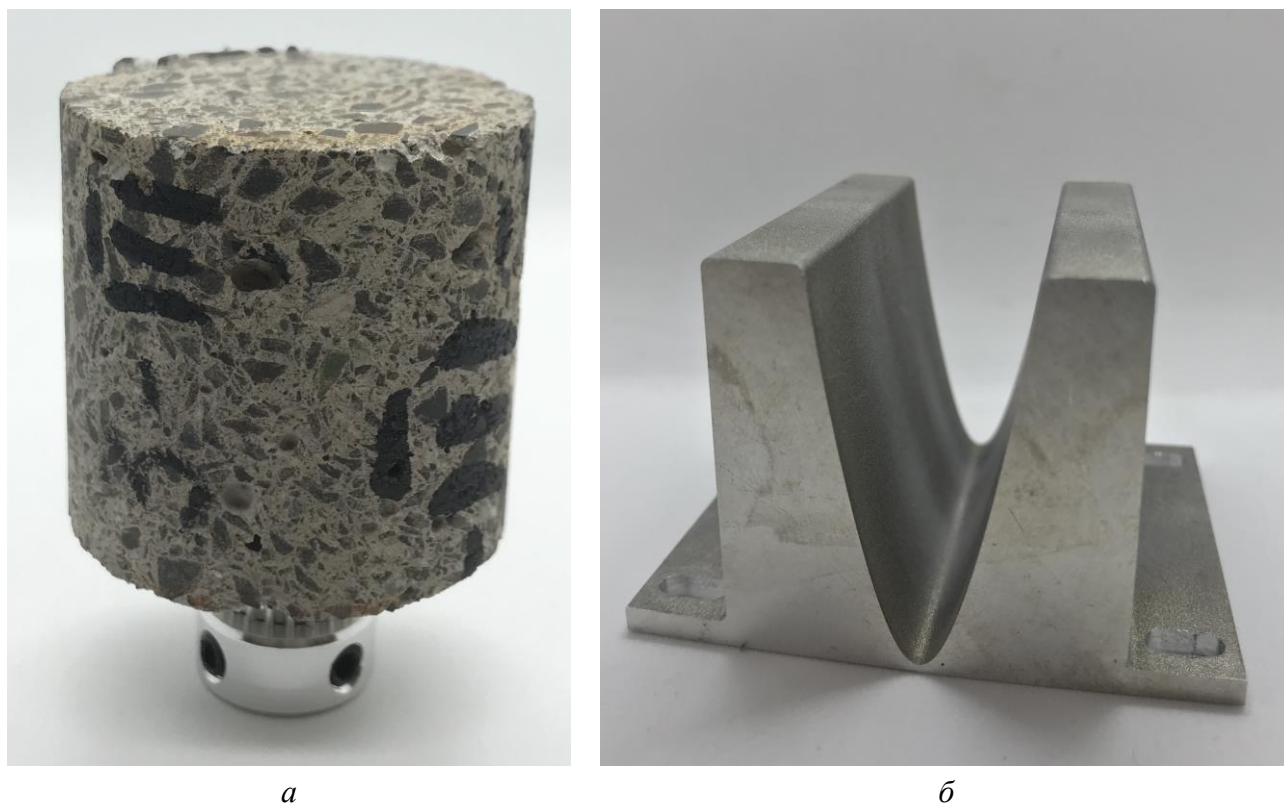


Рис. 1. Цилиндрический керн диаметром 38 мм (а), компенсирующий алюминиевый фильтр (б).

Математическая модель расчета сложной формы компенсирующего фильтра основана на методе статьи [1], однако доработана с учетом спектральных характеристик рентгеновского излучения. Входные параметры модели: спектральный состав рентгеновского излучения [3], коэффициент ослабления и габаритные размеры керна, геометрические параметры томографа, материал и толщина сцинтиллятора CsI, спектральные характеристики ослабления CsI, Cu, Al [4].

Выполнена проверка влияния фильтра на форму сигнала вдоль проекции керна. Получены проекции керна:

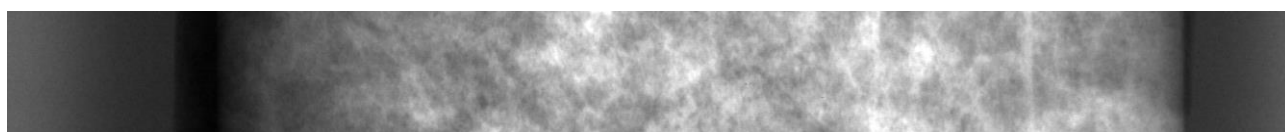
- без фильтрующих материалов в поле излучения (режим 80 кВ, 600 мкА, экспозиция кадра 300 мс);
- с описанной выше системой фильтрации (режим 80 кВ, 600 мкА, экспозиция кадра 4000 мс).

Также были записаны 128 проекций керна (с установленной системой фильтрации) при фиксированном положении объекта. Далее по 128 проекциям рассчитаны средние значения сигнала в пикселях и стандартное отклонение сигнала, после чего получен профиль отношения сигнал/шум вдоль проекции керна.

Проведено сравнение срезов томографии в зависимости от фильтрации излучения при записи проекций, при этом время экспозиции кадра выбиралось с требованием отсутствия выхода цифрового сигнала за динамический диапазон по всей площади кадра:

- фильтрация отсутствует, 80 кВ, 600 мкА, экспозиция кадра 300 мс;
- плоский фильтр из меди толщиной 300 мкм на источнике, фильтр толщиной 50 мкм на поверхности детектора, 80 кВ, 600 мкА, экспозиция кадра 1000 мс;
- система фильтрации, включающая компенсирующий фильтр сложной формы. автоматическую обработку рентгенограммы после ее измерения.

В каждом случае сделано по 1200 проекций с угловым шагом 0.3 градуса. Коэффициент увеличения – 3. Реконструкция выполнялась в ПО Siemens CERA при отключенных программных алгоритмах подавления артефактов. Для каждого из методов фильтрации отдельно сделан снимок светлого поля и последующая нормировка проекций. Размер вокселя – 50 мкм, объем реконструкции 800×800×800 вокселей.



a



б



в

Рис. 2. Область интереса исходной проекции керны при съёмке с компенсирующим фильтром (*a*) и без фильтрации излучения (*б*); профиль сигнала вдоль строки проекции, а также отношение сигнал/шум по 128 проекциям (*в*).

Без применения фильтрации крайне низкий уровень сигнала (500 DU) исходной проекции вдоль диаметра керны приводит к уровню шума в центре среза томограммы, не

позволяющему выполнять анализ объекта, а также характерно сильное проявление эффекта чашевидного артефакта (рис. 3, *а*). Использование плоского медного фильтра снижает влияние ужесточения спектра, а также снижает уровень шума, однако итоговое изображение все еще неприменимо для анализа (рис. 3, *б*). В случае съемки проекций с компенсирующим фильтром получен высокий контраст изображения в центральной области среза, четко визуализируются границы структурных элементов горной породы, поры и микротрещины (рис. 3, *в* и 4), однако возникает негативный эффект обратного чашевидного артефакта – сигнал возрастает от края к центру среза. Во всех случаях целенаправленно отключено алгоритмическое подавление кольцевых артефактов.

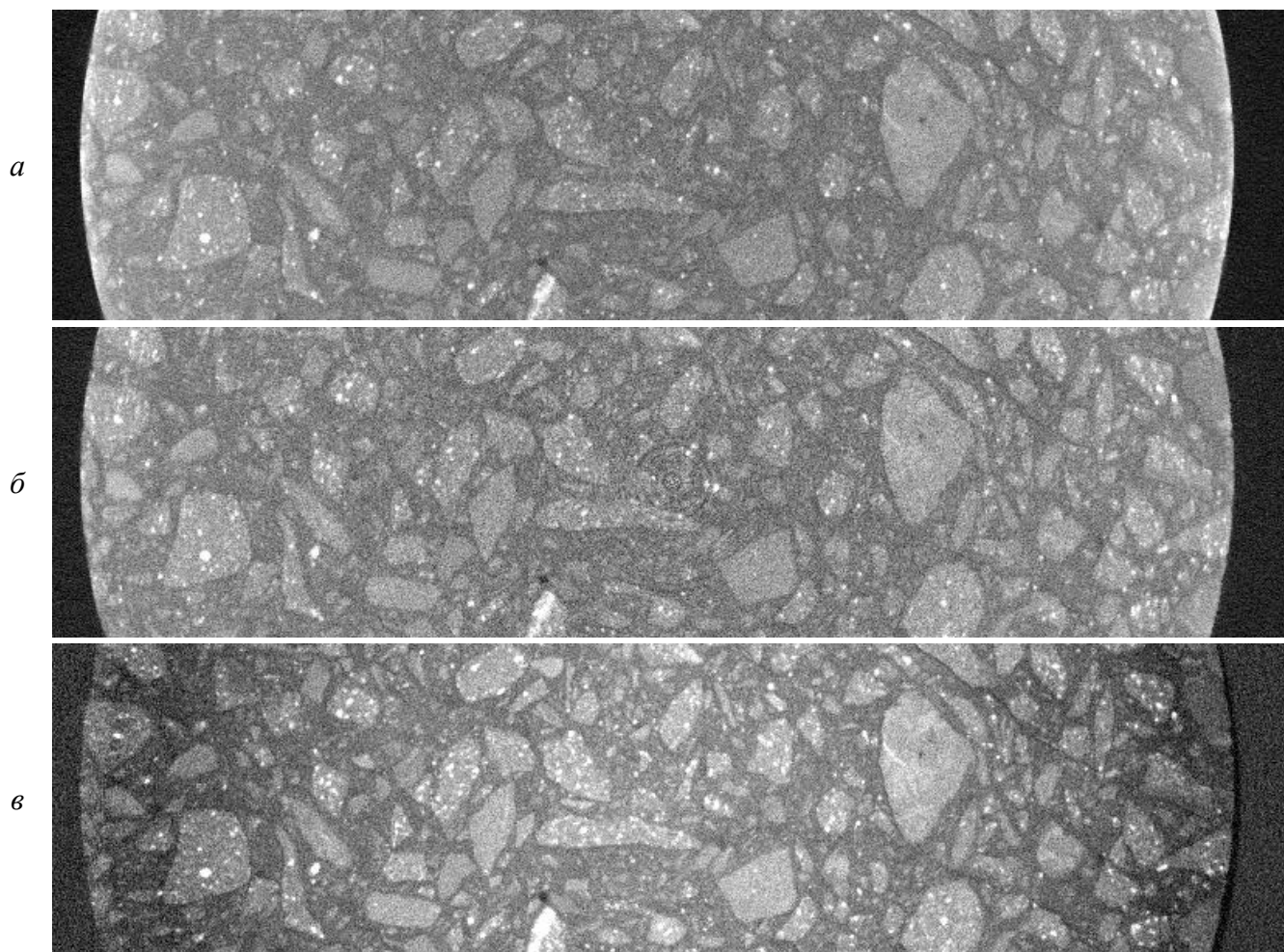


Рис. 3. Область интереса на срезе томограммы (съемка при напряжении 80 кВ, размер вокселя 50 мкм): *а* – отсутствие фильтрации, *б* – фильтрация 300 мкм меди на источнике, *в* – система фильтрации с компенсирующим фильтром.

В результате исследования выявлены следующие недостатки использования компенсирующего фильтра в сравнении с другими методами:

- получение одной проекции занимает в 13 раз больше времени по сравнению с отсутствием фильтрации и в 4 раза больше в сравнении с плоским медным фильтром;
- проявляется эффект обратный классическому чашевидному артефакту, среднее значение сигнала увеличивается от периферии к центру среза;
- необходимо дополнительное исследование влияния рассеянного излучения на качество томограммы.

В результате проведенной работы была разработана и изготовлена система фильтрации для микротомографии нефтегазового керна диаметром 38 мм на томографе с максимальным напряжением рентгеновского источника 80 кВ, основанная на компенсирующем фильтре. Компенсирующий фильтр позволил достигнуть высокого контраста на томографических срезах, равномерного по всему объёму реконструированного объекта и достаточного для автоматизированного количественного анализа.

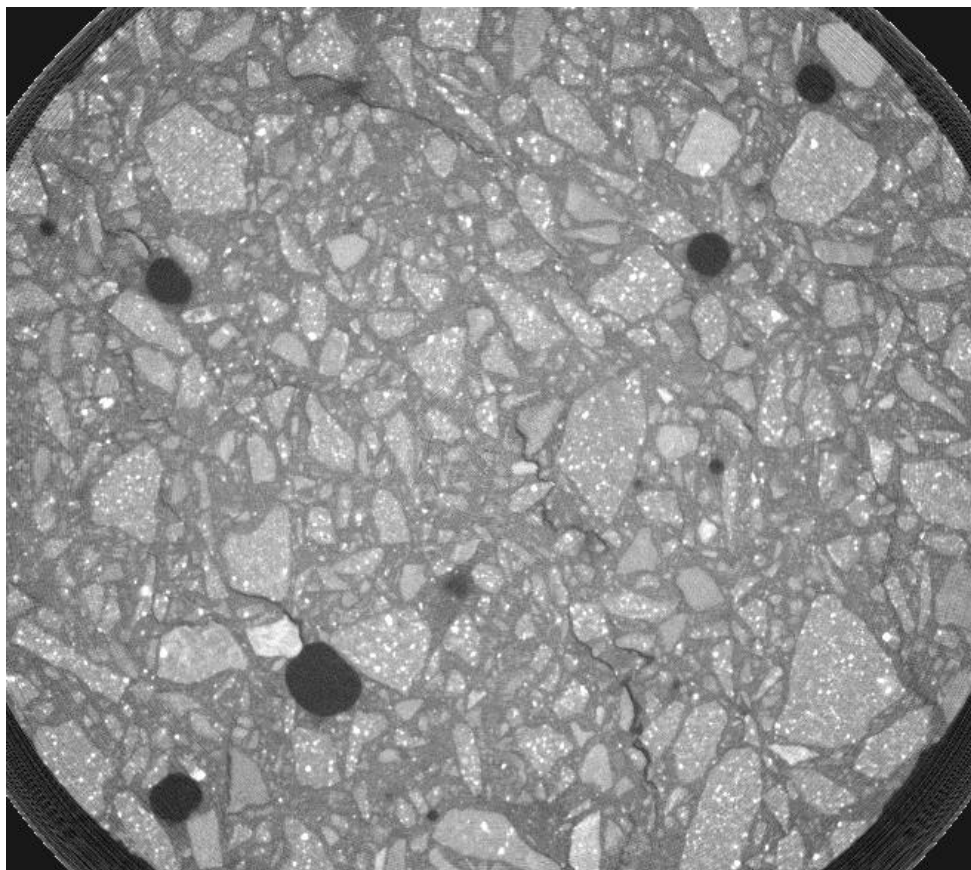


Рис. 4. Срез томограммы керна, проекции получены с использованием компенсирующего фильтра. На срезе чётко различимы структурные элементы горной породы, поры и микротрещины. Размер вокселя 50 мкм.

Литература.

1. Zhang, G., et al. Bowtie filtration for dedicated cone beam CT of the head and neck: a simulation study // The British journal of radiology, 2013, vol. 86, № 1028, pp. 54-61.
2. Chistiakov S.G., et al. X-Ray Microtomography Using Compensation Filters with Complicated Form // Journal of Contemporary Physics (Armenian Academy of Sciences), 2019, vol. 54, № 4, pp. 381-385.
3. База данных Siemens спектрального состава излучения рентгеновских источников. URL: <https://health.siemens.com/booneweb/index.html>. Дата обращения: 28.10.2021.
4. База данных NIST спектральных характеристик ослабления материалов. URL: <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>. Дата обращения: 28.10.2021.

ПРИМЕНЕНИЕ GPU ДЛЯ ОБРАБОТКИ РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ И ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ

Tumov M.M. (Unicore Solutions)

Обработка больших рентгеновских снимков

В процессе обработки рентгеновских снимков используется большое количество различных цифровых фильтров для улучшения качества изображения, выделения деталей и пр. Учитывая больше разрешение современных детекторов, важно обеспечить высокую скорость (отклик) при работе с такими изображениями для эффективной работы оператора.

В рамках создания ПО proDIS (prodis-tech.ru/prodis-software) для инспекции печатных плат Продис.Электро (prodis-tech.ru/prodis-elektro) был разработан тракт обработки рентгеновских снимков, состоящий из двух частей: быстрая GPU обработка с наиболее часто используемыми фильтрами и вторая, опциональная часть, с более сложными и редкими фильтрами на CPU.

Для реализации такого тракта было бы логично использовать Vulkan, CUDA, OpenCL, либо OpenGL 4.3 и выше с поддержкой computed shaders. Однако ПО proDIS предназначено для работы не только на операционных системах Windows и Linux, но и на платформе Эльбрус. На момент реализации ничего из упомянутого выше на платформе Эльбрус не поддерживалось, поэтому единственным выбором оставался OpenGL 3.0. Это усложнило процесс разработки, но не помешало достигнуть результата.

Сравнение скорости разработанного стека обработки на GPU с CPU реализацией проводилось на следующем наборе фильтров:

- коррекция уровней гистограммы (аналог яркость/контрастность);
- гамма-коррекция;
- повышение резкости методом unsharp mask;
- подавлением шума регулировкой коэффициента усиления.

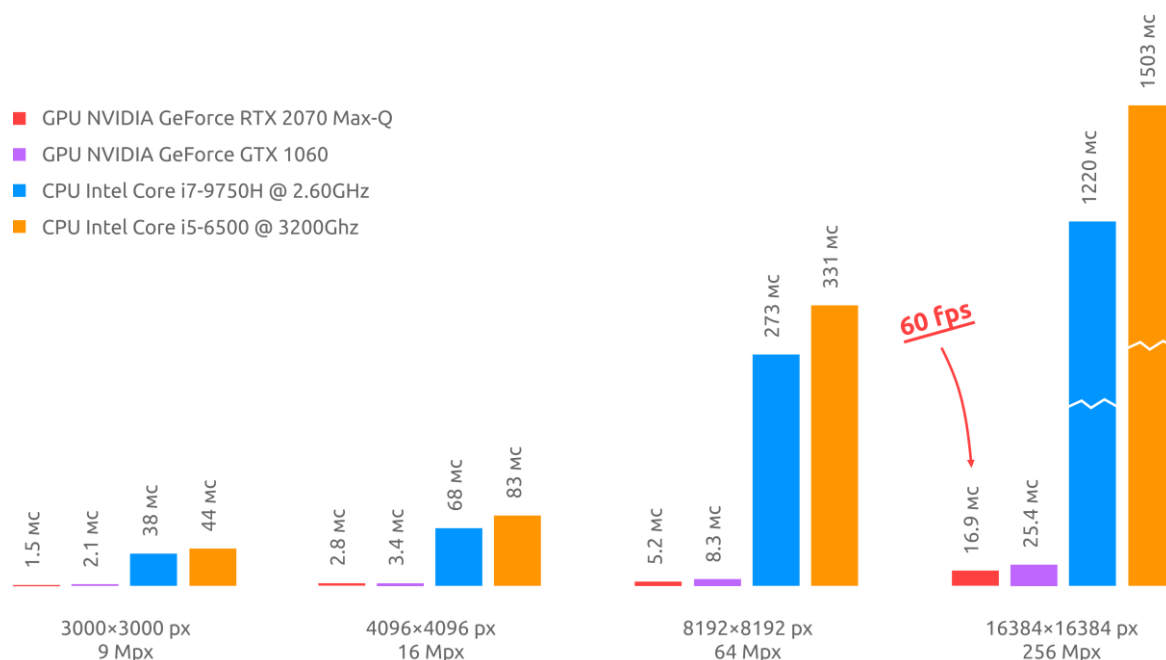


Рис. 1. Сравнение времени обработки цифровых рентгеновских снимков на CPU и GPU. Меньше – лучше.

На CPU, в целях сравнения, данный стек был реализован стандартными методами OpenCV 4.4. В работе использовались квадратные изображения типичных размеров: 3–4 К пикселей характерны для современных детекторов, 8–16 К пикселей — сшивки из нескольких снимков. Все изображения имеют 1 канал, 16 бит.

Результаты сравнения представлены на рисунке 1. Видно, что время обработки на CPU и GPU отличается на 1-2 порядка. Так же важно отметить меньшую зависимость времени обработки от размера изображения. На CPU он возрастает в ~30 раз при увеличении размера изображения с 3 К до 16 К, на GPU — лишь в ~10 раз.

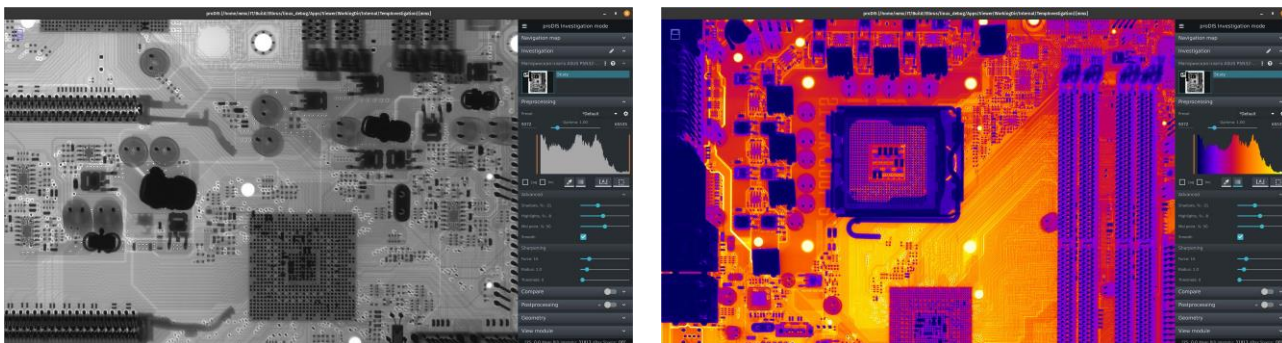


Рис. 2. Общий вид ПО в процессе обработки изображений.

В результате изображение 16384×16384 точки (16 бит, 1 канал) на ноутбуке с видеокартой RTX-2070 MaxQ обрабатывается 60 раз в секунду. В это включен весь описанный выше стек обработки, плюс геометрические преобразования и LUT раскраска (рис. 2). После этого обрабатывать аналогичные изображения в GIMP или Photoshop, как минимум, непривычно, ПК как будто постоянно теряет отклик.

Предварительная обработка изображения с детектора и встраиваемые решения

Для данного проекта так же была реализована GPU предобработка изображения с детектора, включая коррекцию геометрии, стыков сенсоров, битых пикселей, темновой коррекции и усиления. Затем данные поступают напрямую в вышеописанный тракт обработки изображений, что обеспечивает не только высокую скорость обработки уже захваченных изображений, но и аналогичные характеристики обработки изображений реального времени с детектора.

GPU обработка больших изображений может быть реализована не только на ПК. Вычислительная техника непрерывно развивается, и в настоящее время существуют компактные встраиваемые решения с интегрированными GPU.

В целях проверки применимости данного класса устройств к задачам реального времени нами был разработан прототип тракта обработки изображений с детектора на базе платы Nvidia Jetson Nano, размером всего 70x45 см, имеющей на борту GPU со 128 CUDA ядрами Maxwell. Реализованный прототип первичного тракта обработки включает в себя:

- коррекцию темнового сигнала;
- коррекцию усиления отдельных пикселей сенсоров;
- обрезку изображения;
- коррекцию яркости-контрастности;
- гамма-коррекцию;
- отражения и повороты как всего конечного изображения, так и частей от отдельных сенсоров;

- коррекцию зазоров между сенсорами.

Использование CUDA позволило сконцентрироваться на низкоуровневой оптимизации процесса обработки и общения с памятью. Учитывая особенности данного устройства, такие как медленная общая память, тракт был спроектирован для полного исключения промежуточного копирования памяти и применения всех вышеописанных операций за один высокопроизводительный проход.

Результаты тестирования показали, что время обработки кадра 4000×4000 пикселей, 16 бит, составляет 9–17 мс в зависимости от выбранных параметров. Для столь компактного устройства результат очень хороший, при том, что Jetson Nano является младшей моделью в линейке. Не каждая CPU реализация сможет легко показать такую же скорость даже на полноценном настольном ПК.

Томографическая реконструкция

Перейдем от небольших встраиваемых систем к мощным станциям с несколькими профессиональными GPU для быстрой реконструкции высоко разрешения. Микрофотографы имеют высокое разрешение и снимают большие наборы данных для реконструкции. Сам процесс томографической реконструкции таких объемов данных даже на современных CPU может длиться более суток.

Компания Neoscan (neoscan.com) поставила перед нами задачу по созданию максимально быстрого модуля томографической реконструкции на GPU с полным сохранением качества эталонной CPU реализации, использующей классический алгоритм Фелдкампа для геометрии конического пучка. Оптимизации за счет использования более «быстрых» версий алгоритма не допускалась. Поддерживаемый набор опций достаточно стандартный: сканы 360/180+, beam hardening, коррекция кольцевых артефактов, корректировка индивидуальных смещений, поворотов и масштаба кадров, выбор ROI, phase retrieval, и пр.

Были сформулированы следующие задачи оптимизации:

- использование CUDA (уже использовалось для других целей в проекте);
- фокус на данных большого разрешения (≥ 5 K), при сохранении эффективности на небольших датасетах;
- поддержка нескольких профессиональных GPU на одном ПК;
- эффективное масштабирование на несколько узлов.

На уровне GPU основные оптимизации заключались в распараллеливании вычислений и операций с памятью, выборе оптимальных паттернов доступа и минимизации конфликтов, выравниванию загрузки всех подсистем GPU, включая текстурные блоки. Для работы с реконструированными сечениями было выбрано специальное разреженное представление и блочная организация.

Для такой сложной задачи невозможно получить максимальный эффект, работая лишь на уровне GPU. В процессе разработки особое внимание было уделено эффективному взаимодействию всех подсистем ПК: GPU, CPU, памяти, дисковой подсистемы. Все части модуля реконструкции работают параллельно для обеспечения их максимального overlapping'a, многие операции оказываются «бесплатными» вследствие их перекрытия действиями в других потоках. Используется собственный менеджер памяти. Работа с диском осуществляется без использования буфера ОС. Чтение и сохранение основных форматов

графических файлов так же оптимизировано для исключения использования медленных системных кодеков.

После завершения работ по оптимизации и сравнения качества работы с эталонным реконструктором был проведен ряд тестов. Тестирование проводилось на стороне заказчика на следующей тестовой системе: 2×NVIDIA Quadro P5000, 2×Intel Xeon Gold 5218 2.3/3.9 ГГц, 128 Гб RAM, SSD SK Hynix SC401 SATA 1 Тб, HDD 2×Toshiba MG06 8 Тб.

Использование CUDA позволило сконцентрироваться на низкоуровневой оптимизации процесса обработки и общения с памятью. Учитывая особенности данного устройства, такие как медленная общая память, тракт был спроектирован для полного исключения промежуточного копирования памяти и применения всех вышеописанных операций за один высокопроизводительный проход.

1 К:	900 prj	1376×1200 px	3 Гб на SSD	→	864 cs	1376×1376 px
2 К:	1800 prj	2752×2400 px	24 Гб на SSD	→	1726 cs	2752×2752 px
5 К:	3600 prj	4896×3280 px	115 Гб на HDD	→	2776 cs	4896×4896 px
10 К:	3600 prj	9552×3272 px	225 Гб на HDD	→	2280 cs	9552×9552 px

Результаты измерения эффективности использования системы с двумя GPU против одного приведены на рисунке 3. Для разных наборов данных результат был различен, чем тяжелее задача, тем эффективнее показала себя система с двумя GPU. Общее ускорение составило 1.8 раз, близкую к предельному удвоению производительности, на 10 К наборах данных, демонстрирует высокую эффективность распараллеливания процессов внутри разработанного модуля. Чем меньше наборы данных, тем большую роль играет CPU и подготовительные процессы, поэтому ускорение на них меньше.

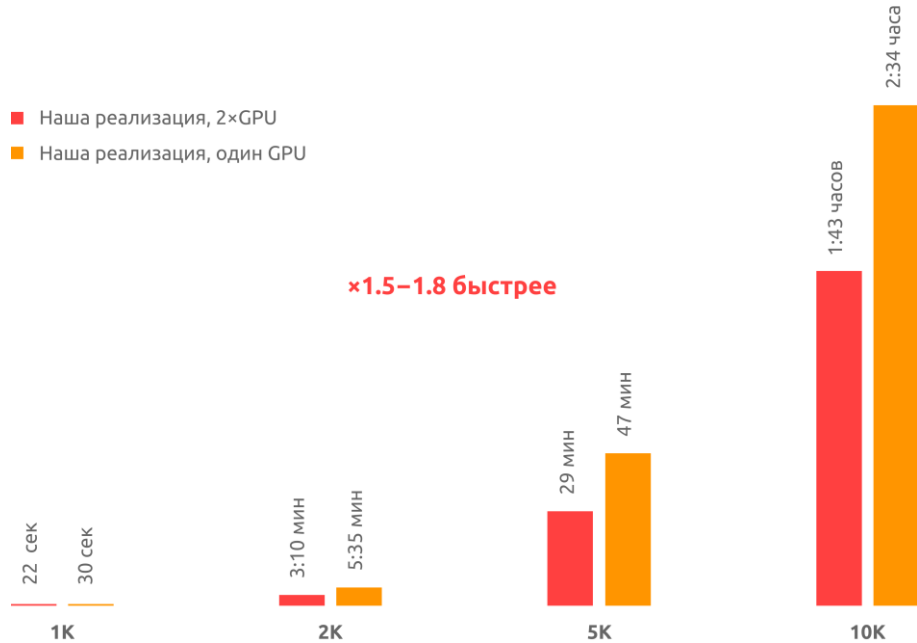


Рис. 3. Общее время реконструкции на 1 и 2 GPU. Меньше – лучше.

Заказчик провел сравнительное тестирование нашей реализации (два GPU) с известными коммерческими продуктами для реконструкции на одном и двух GPU, а также с эталонной реализацией на CPU. Результаты сравнения представлены на Рис.4. Ускорение относительно эталонной реализации на CPU составило 20–50 раз. На небольших наборах

данных наша реализация обеспечила производительность, сравнимую с лучшим результатом «конкурентов» на двух GPU.

При увеличении объема обрабатываемых данных примененный нами подход сказывается все сильнее. Наша реализация опередила «конкурентов» в 3 раза на 5K данных, а на 10K разница достигла 5 раз. Процесс реконструкции может быть ускорен еще больше за счет объединения нескольких систем, каждая с двумя CPU, в небольшой кластер. В этом случае скорость реконструкции будет расти прямо пропорционально количеству систем.

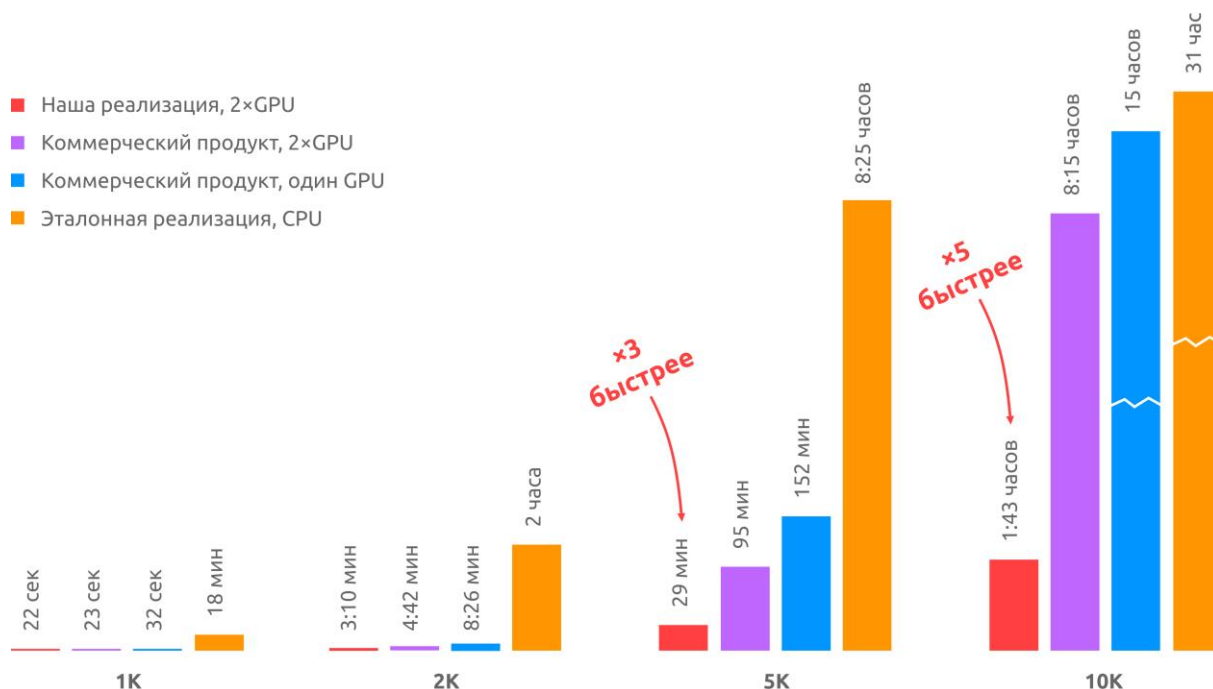


Рис. 4. Сравнение времени реконструкции различных реализаций. Меньше – лучше.

После успешного тестирования модуль GPU реконструкции был принят заказчиком, внедрен в ПО микротомографа и поставляется вместе с системами Neoscan microCT. Однако применение разработанного модуля реконструкции не ограничивается системами микротомографии Neoscan. Планируется его дальнейшее развитие и адаптация для новых задач.

Алгоритмы на GPU успешно применяются для высокоскоростной обработки изображений. Скорости, при грамотной реализации, превосходят CPU на порядки. Не удивительно, ведь GPU был разработан именно для этого. Не следует считать GPU панацеей – не все алгоритмы могут быть успешно распараллелены, и в этих случаях CPU окажется далеко впереди. Залог успеха в грамотном совместном использовании ресурсов обеих вычислительных подсистем.

Эффективная реализация даже простых задач на GPU сложна, так как даже небольшой недосмотр может привести к падению производительности на порядки. Так же часто имеет смысл разрабатывать специализированные решения под задачи, а не использовать готовые библиотеки.

РЕКОНСТРУКЦИЯ С МОНИТОРИНГОМ – НОВЫЙ ПОДХОД К ТОМОГРАФИЧЕСКИМ ИССЛЕДОВАНИЯМ

*Чукалина М.В. (ФНИЦ Кристаллография и фотоника РАН, Смарт Энджинс Сервис),
Арлазаров В.В., Булатов К.Б. (ФИЦ ИУ РАН, Смарт Энджинс Сервис),
Николаев Д.П. (ИППИ РАН, Смарт Энджинс Сервис)*

Метод компьютерной томографии позволяет неразрушающим образом изучать внутреннюю структуру объекта. Определение «неразрушающее исследование» при рентгеновском зондировании тесно связано с понятием радиационной безопасности и максимальной дозовой нагрузки [1]. Причем максимальная дозовая нагрузка на объекты, помещаемые в рентгеновские томографы медицинского назначения (диагностические или терапевтические), томографы – дефектоскопы, томографические установки для контроля багажа и томографы для проведения научных исследований, существенно различается. Вопросы оптимизации дозовой нагрузки и времени проведения исследования, которое включает зондирование объекта плюс максимально точную реконструкцию 3D цифрового изображения объекта, являются актуальными по сегодняшний день. Дозовая нагрузка и точность реконструкции связаны между собой, поскольку уменьшение дозовой нагрузки означает либо уменьшение числа регистрируемых томографических проекций, либо сокращение времени регистрации одной проекции. И в том и в другом случае результат томографической реконструкции с применением классических алгоритмов, типа FBP и FDK, становится не предсказуемым по точности. Поэтому наряду с созданием новых измерительных томографических схем постоянно ведется разработка новых алгоритмов реконструкции, удовлетворяющих требованиям по точности, быстродействию и т.д.

В данной работе мы демонстрируем новый подход к томографическим исследованиям, в котором оптимальность конкретной измерительной схемы и оптимальность применяемого для реконструкции алгоритма могут влиять непосредственно на дозовую нагрузку. Классический способ проведения томографического исследования предполагает последовательное выполнение двух этапов. На первом этапе объект помещается в томограф, и сканирование объекта ведется согласно заданному протоколу. На втором этапе все зарегистрированные проекции передаются в вычислительный блок, где выполняется второй этап – томографическая реконструкция. Аппаратная и «программная» части разделены. Разработчики программного обеспечения поставляют на рынок решения, которые позволяют поставщикам оборудования для компьютерной томографии подключать их ПО непосредственно к измерительной системе.

Фиксированный протокол съемки проекций определяет дозовую нагрузку на объект. То есть для создания оптимизированного (с точки зрения дозовой нагрузки) протокола съемки «конструктору» протокола необходимо иметь максимально полную информацию об условиях измерения и об объекте исследования. Но даже оптимизированный протокол не может гарантировать требуемой точности реконструированного 3D-изображения объекта. Поскольку нам не хотелось бы в данной работе углубляться в определение понятия «точность», то проиллюстрируем это на грубом примере. Во время дентальной томографической съемки пожилому пациенту плохо зафиксировали челюсть, дрожание которой породило сильно зашумленные проекции. Результат реконструкции не

удовлетворяет врача. Пациенту назначается повторное сканирование, то есть дозовая нагрузка удваивается, причем в системе мониторинга больного это не всегда отражается. Если бы томографическая реконструкция началась после съемки первых нескольких проекций, то факт плохой фиксации челюсти можно было бы отследить.

Модель процесса реконструкции с мониторингом была предложена авторами в прошлом году [2]. Эта модель позволяет рассматривать процесс томографической реконструкции как any-time алгоритм. Any-time алгоритм – это алгоритм, который может вернуть действительное решение проблемы, даже если его выполнение было прервано до его завершения. Например, останов произошел в момент, когда стоимость дальнейших вычислений (с точки зрения времени или других параметров) стала высокой по отношению к стоимости ошибки. Теперь задача томографии формулируется следующим образом. Необходимо найти оптимальную точку остановки при сборе проекций, соответствующую либо достижению требуемой точности реконструкции для сканируемого в данный момент объекта, либо заключению о невозможности ее достижения, другими словами – найти точку, в которой точность реконструкции достаточна по отношению к ожидаемым затратам. В рамках данной модели предлагается классическую двухэтапную процедуру томографического исследования заменить процедурой реконструкции с мониторингом. Поскольку точность реконструкции, зависящая не только от количества проекций (и это оказывается определяющим), не может непрерывно расти, то в текущих условиях измерения конкретного объекта существует минимально требуемое количество углов съемки, чтобы достигнуть требуемой точности, или не достигнуть никогда.

В докладе обсуждаются основные принципы предлагаемого подхода, определяется функция суммарных потерь, вводится ее связь со стоимостью ошибки реконструкции и стоимостью наблюдений. Три источника вносят вклад в стоимость наблюдений. Время переключения системы в состояние «текущий проекционный угол», время регистрации текущей проекции и время реконструкции по ранее собранному набору данных. Влияние каждого из источников на величину стоимости наблюдения рассматривается в докладе в отдельности. Здесь лишь обратим внимание, что время регистрации проекции напрямую связано с дозовой нагрузкой, и в некоторых применениях томографического метода остальными двумя источниками, формирующими стоимость, можно пренебречь. Стоимость ошибки оценить в общем случае сложнее. В данной работе проведен анализ результатов, полученных при работе с данными, собранными на лабораторных микро- (рис. 1) и нанотомографах (рис. 2). На примере этих данных продемонстрировано, что в качестве стоимости ошибки реконструкции могут быть выбраны абсолютное или относительное значение среднего квадратичного отклонения от «идеала». Понятие «идеала» вводится дополнительно.

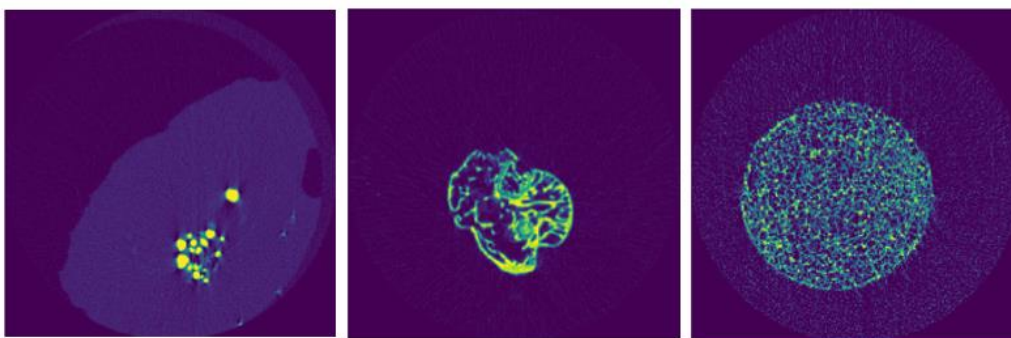


Рис. 1. Сечения объектов, использованные в экспериментах реконструкции с мониторингом по проекциям, собранным на микротомографе.

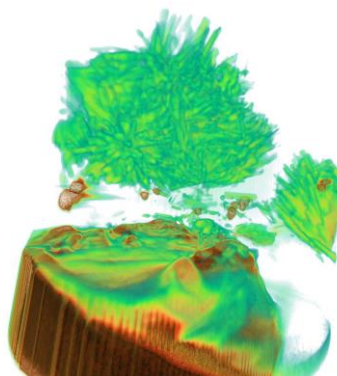


Рис. 2. Томографическая реконструкция каталитической системы на основе переходных металлов, сечения которой использовались в экспериментах реконструкции с мониторингом.

Решение об останове процедуры сканирования принимается согласно некоторому правилу, использующему оценку ожидаемого расстояния от текущего результата реконструкции. В докладе обсуждается алгоритм построения правила останова на примере выбранных стоимостей. Динамика поведения ошибки зависит от порядка, в котором собираются проекции, что следует учитывать при организации процедуры реконструкции с мониторингом. Динамика поведения абсолютного значения среднеквадратичного отклонения для двух различающихся последовательностей сбора проекций приведена на рисунке 3 [3]. Кривые рассчитаны по проекциям, использованным для реконструкции сечения, представленного на рисунке 1 (центральное изображение).

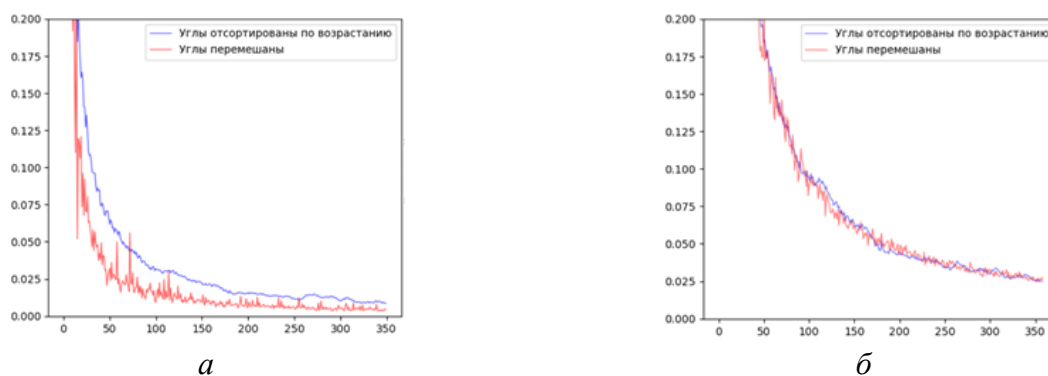


Рис. 3. *а* – среднеквадратичное отклонение двух реконструкций, различающихся на 10 проекционных углов, *б* – среднеквадратичное отклонение двух соседних реконструкций.

На графиках представлены два случая. На левом изображении представлен результат сравнения реконструкций, выполненных в моменты, отличающиеся на 10 проекционных

углов, на правом для расчета кривых использованы две последовательные реконструкции. Приведенные изображения демонстрируют высокую чувствительность абсолютной интегральной ошибки к используемой схеме сбора проекций, что необходимо учитывать при конструировании правил останова.

Эксперименты, проведенные с использованием томографических проекций, собранных на микро- и нанолaborаторных томографах, позволили сделать следующие выводы. Поскольку время остановки томографического зондирования (количество требуемых проекций для достижения заданного качества реконструкции) для разных объектов разное, предлагаемый подход позволяет достичь более высокого среднего качества реконструкции при заданном среднем количестве рентгеновских проекций. И наоборот, меньшее количество томографических проекций требуется в среднем для достижения заданного среднего качества реконструкции.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ (18-29-26019, 18-29-26033).

Литература.

1. Постановление Главного государственного санитарного врача РФ от 07.07.2009 № 47 «Об утверждении СанПиН 2.6.1.2523-09» (вместе с «НРБ-99/2009. СанПиН 2.6.1.2523-09. Нормы радиационной безопасности. Санитарные правила и нормативы») (Зарегистрировано в Минюсте РФ 14.08.2009 N 14534).

2. Bulatov K., Chukalina M., Buzmakov A., Nikolaev D. and Arlazarov V.V. «Monitored Reconstruction: Computed Tomography as an Anytime Algorithm» // IEEE Access, 2020, vol. 8. - 110759-110774 p. DOI: 10.1109/ACCESS.2020.3002019.

3. Аллахвердов Э.С., Чукалина М., Булатов К. Поиск функции останова, чувствительной к динамике ошибки в задаче мониторинговой реконструкции. // 64-я Всероссийская научная конференция МФТИ, 29 ноября - 2 декабря 2021, Долгопрудный (принято к печати).

ПРИМЕНЕНИЕ ЦВЕТА В РЕШЕНИИ ЗАДАЧ РАДИОЛОГИИ И НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГЛУБОКОГО ОБУЧЕНИЯ

Денисов А.К. (Университет ИТМО, НИПК «Электрон»)

С развитием технологий глубокого обучения стало появляться все больше примеров их использования в задачах радиологии и рентгенологии. В число таких задач в медицине можно поставить классификацию рентгеновских, КТ, МРТ и др. изображений на предмет наличия или отсутствия признаков заболевания, сегментацию их для выделения конкретных потенциальных очагов патологии. В неразрушающем контроле с использованием глубокого обучения решаются задачи поиска скрытых дефектов в отливках, сварочных швах и т. д. Важной особенностью рентгеновских изображений является их монохромность, то есть использование только одного канала изображения. Однако в ряде случаев при работе с рентгеновскими изображениями может использоваться их колоризация, или псевдоцветовая

обработка. В данной работе приведен краткий обзор двух основных направлений использования колоризации в задачах анализа рентгеновских изображений с применением глубокого обучения.

Основной целью применения колоризации в рассмотренных случаях является увеличение качества работы глубокой нейронной сети.

Первое направление представляет собой использование псевдоцветовой обработки всего набора изображений на этапе препроцессинга. В этом случае имеющийся набор одноканальных монохромных изображений подвергается обработке в соответствии с выбранным алгоритмом колоризации, затем этот набор данных используется для обучения нейронной сети, выполняющей целевую задачу. В качестве примера можно рассмотреть метод, предложенный в работе [1]. Имеется задача классификации рентгенограмм отливок для обнаружения скрытых дефектов. Одна из проблем решения этой задачи с помощью нейронной сети заключается в том, что модель глубокого обучения может неохотно фиксировать различия между одноканальными изображениями в сравнении с трехканальными цветными изображениями.



Рис. 1. Используемые функции для каналов RGB.

Псевдоцветовая обработка представляет собой метод расширения информации одноканальных изображений или видео [2-4]. В результате такой обработки увеличивается количество данных в описании изображения, что увеличивает точность классификации модели. В рассматриваемой работе использовались кусочно-линейные и сглаженные функции для отображения черно-белой шкалы в трехканальную RGB шкалу (рис. 1). Использование архитектуры VGG16 при обучении на более чем 9000 изображений показало увеличение точности до 10 % при использовании псевдоцветовой предобработки по сравнению с использованием монохромных изображений.

Второе направление применения колоризации заключается в ее использовании в трансферном обучении (transfer learning). Во многих приложениях глубокого обучения, в частности, в медицинской диагностике, получение большого количества данных для обучения по-прежнему недоступно из-за конфиденциальности, недостаточной однородности условий проведения исследований (съемки) и высокой сложности аннотации. В этом сценарии перенос обучения на основе наборов естественных изображений (например, датасета Imagenet) является стандартной практикой. В этом случае предварительно обученная модель в ходе тонкой настройки обучается решению целевой задачи, одновременно справляясь с различиями форм, текстуры и цвета между исходным и используемым датасетами. В работе [5] предлагается использовать для этого специально разработанный модуль нейронной сети, ориентированный на цветовую адаптацию. Таким образом, осуществляется предварительная обработка изображения для его преобразования в

форму, которая приближена к тому домену, в котором осуществлялось предварительное обучения. В данном подходе сначала происходит обучение модуля цветовой адаптации с использованием замороженных весов предобученной сети. Затем модуль цветовой адаптации используется для дальнейшего обучения целевой задаче. Эксперименты показывают, что данный подход особенно эффективен в случае нехватки данных и обеспечивает новый путь для дальнейшей передачи изученной информации о цвете для других наборов медицинских данных.

В заключении можно сказать, что цветовые представления могут быть использованы в глубоком обучении сетей при работе с рентгеновскими изображениями для улучшения качества их работы. Рассмотренные подходы являются схожими в той части, что монохромное изображение проходит обработку для превращения в трехканальное цветное перед подачей на вход сети. Существенное различие заключается в способе реализации (простой математический алгоритм и модуль нейронной сети) и методике обучения (обучение на трехканальных изображениях и использование трансферного обучения).

Литература.

1. C. Hu, Y. Wang, K. Chen, Y. Qin, H. Shao and J. Wang, "A CNN Model Based on Spatial Attention Modules for Casting Type Classification on Pseudo-color Digital Radiography Images," 2019 Chinese Automation Congress (CAC), pp. 4585-4589, 2019.
2. J. Z. Yong Zhu, "The infrared video image pseudocolor processing system," pp. 676–682, November 2003.
3. K. N. Elfer, A. B. Sholl, M. Wang, D. B. Tulman, S. H. Mandava, B. R. Lee, and J. Q. Brown, "Draq5 and eosin ('d&e') as an analog to hematoxylin and eosin for rapid fluorescence histology of fresh tissues," PLOS ONE, vol. 11, no. 10, pp. 1–18, October 2016.
4. P. Zheng and J. Zhang, "Quantitative nondestructive testing of wire rope based on pseudo-color image enhancement technology," Nondestructive Testing and Evaluation, 2019, vol. 34, № 3, pp. 221–242.

ОРГАННЫЕ ДОЗЫ У ПАЦИЕНТОВ ПРИ РАДИОНУКЛИДНОЙ ТЕРАПИИ С ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ

Афанасьев Л.Л. (НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова), Чипига Л.А. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева, ФГБУ НМИЦ им. В.А. Алмазова, ФГБУ «РНЦРХТ им. ак. А.М. Гранова»), Холопова Е.Д., Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Одним из перспективных методов лечения онкологических заболеваний является лучевая терапия, в частности, таргетная альфа-терапия (ТАТ). Данный подход позволяет снизить хирургическое вмешательство и зачастую является единственным способом сохранения функционирования органа, например, при лечении предстательной железы. ТАТ основана на доставке альфа-излучающих радионуклидов в злокачественные новообразования с целью их терапии. Многообещающим альфа-эмиттером для ТАТ на сегодняшний день считается ^{225}Ac с периодом полураспада около 10 дней, распадающийся по каскаду с испусканием 4 альфа-частиц, что значительно повышается радиобиологический

эффект. Для лечения нейроэндокринных опухолей применяют радиофармпрепарат ^{177}Lu -ДОТА-ТАТЕ на основе бета-излучающего радионуклида ^{177}Lu , однако, клинические исследования показали более высокую эффективность препарата ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ [1, 2].

Однако, негативным последствием ТАТ является сопутствующее облучение здоровых тканей пациента. Наибольшему облучению подвергаются органы выведения, такие как почки и печень, в которых накапливается радиофармпрепарат до его выведения из организма. Одним из этапов планирования курса является дозиметрическое моделирование ТАТ на основании данных о биораспределении радионуклида в теле пациента. Биораспределение радионуклида в организме пациента может отличаться от распределения радиофармпрепарата в случае нестабильности химической связи и высвобождения радионуклида из соединения. В исследованиях по изучению стабильности препарата ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ говорится о высокой стабильности (99.3 %) соединения в плазме крови при температуре 37 ° в течение 3 дней с последующим монотонным снижением и высвобождением свободного ^{225}Ac [3]. Свободные радионуклиды имеют другой метаболизм в организме пациента относительно радиофармпрепарата, не накапливаются в очаге, что может привести к необоснованно высоким дозам в здоровых органах и тканях.

Целью данной работы являлась оценка поглощенных доз в здоровых критических органах и тканях пациентов при радионуклидной терапии с ^{225}Ac , с учетом вклада, высвободившегося из соединения ^{225}Ac .

В связи с отсутствием данных о биораспределении ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ у пациентов для оценки биораспределения ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ использовали данные о биораспределении ^{177}Lu -ДОТА-ТАТЕ [1], считая, что радионуклиды в радиофармпрепарате не оказывают влияние на биораспределение в организме. При определении биораспределения и накопления ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ в органах проводили корректировку на период полураспада по формуле:

$$F(t)_{Ac} = F(t)_{Lu} \cdot e^{\lambda(Lu)t} \cdot e^{-\lambda(Ac)t}, \quad (1)$$

где $F(t)_{Lu}$ – функция накопления и выведения ^{177}Lu , основываясь на данных из работы [1] по распределению ^{177}Lu -ДОТА-ТАТЕ в печени, гипофизе, почках и селезенке за 168 часов; $\lambda(Lu)$ – константа распределения ^{177}Lu ; $\lambda(Ac)$ – константа распределения ^{225}Ac ; t – время. Полученные данные о биораспределении были аппроксимированы двухэкспоненциальными функциями и экстраполированы до двух лет (среднее время дожития для пациентов с нейроэндокринной опухолью).

Расчет количества, высвободившегося ^{225}Ac при распаде радиофармпрепарата, определяли на основании данных о нестабильности ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ в сыворотке из работы Gupta и др [1]. Была найдена функция распада молекулы ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ и экстраполирована на весь исследованный период. Долю высвободившегося в органах ^{225}Ac от введенного определяли нормированием накопленной активности в органе за исследованное время на общую активность в теле пациента. Расчет биораспределения высвободившегося ^{225}Ac был проведен с применением камерной модели из Публикации МКРЗ 141, которая представляет собой линейную фармакокинетическую модель, состоящую из 15 камер характеризующие часть органа, сам орган или группу органов. Полученные доли активности высвободившегося ^{225}Ac были сопоставлены камерной модели следующим образом: активность печени и почки были поровну разделена между двумя камерами

«Печень 1», «Печень 2» и между «Почки 1» «Почки 2» соответственно; сумма активности селезенки и гипофиза внесена в камеру «Мягкие ткани 1». Камера «Содержание мочевого пузыря» обнулялась каждые 4 часа, что обусловлено средней частотой испражнения пациентов. Для расчета модели на языке Python была написана программа, система дифференциальных уравнений считалась численным методом Рунге-Кутты.

Расчет поглощенных доз в органах и тканях проводили с использованием программного обеспечения IDAC-Dose 2.1. При расчете дозы в работе использовали относительную биологическую эффективность альфа-излучения равную 5.

На основании данных из работы Curta и др. наибольшее накопление ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ, исключая опухоль, происходит в печени, почках, селезенке и гипофизе. В связи с высокой линейно передачей энергии альфа-излучения и его биологической эффективностью наибольшая поглощенная доза от ^{225}Ac определена в органах накопления с незначительным вкладом в другие органы. Поглощенные дозы в органах с наибольшим накоплением ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ по полученные в настоящей работе представлены в таблице 1.

Табл. 1. Поглощенные дозы в органах с наибольшим накоплением ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ по данным из работы Curta и др. [1], рассчитанные для мужского фантома.

Метод расчета	Поглощенная доза , Гр/МБк				Вклад высвободившегося ²²⁵ Ac, %
	Без учета нестабильности ²²⁵ Ac-ДОТА- TATE	С учетом нестабильности ²²⁵ Ac-ДОТА-TATE			
		От ²²⁵ Ac- ДОТА- TATE	От высвободившегося ²²⁵ Ac	Суммарная с учетом высвободившегося ²²⁵ Ac	
Почки	0.17	0.16	0.01	0.17	6
Печень	0.05	0.04	0.02	0.06	34
Селезенка	0.23	0.22	6.2·10 ⁸	0.22	н/з
Гипофиз	0.009	0.007	5.5·10 ⁸	0.007	н/з

*н/з - незначительно

При проведении радионуклидной терапии пациентам с ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ вводят активность из расчета на массу тела (100 кБк на килограмм массы тела), стандартному пациенту весом 70 кг – 7 МБк [2]. На рисунке 1 представлены дозы пациентов за процедуру радионуклидной терапии (7 МБк) с учетом вклада от высвободившегося ^{225}Ac , рассчитанные по фантомам мужчины и женщины.

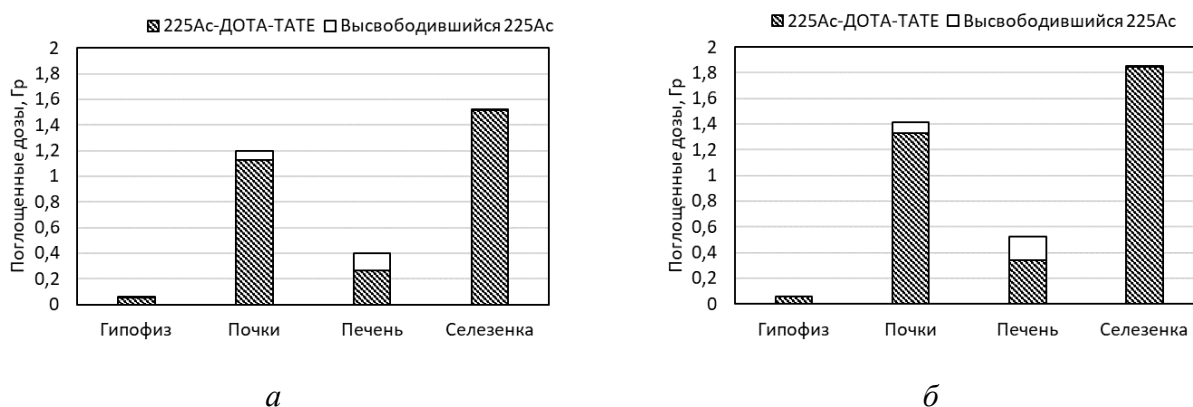


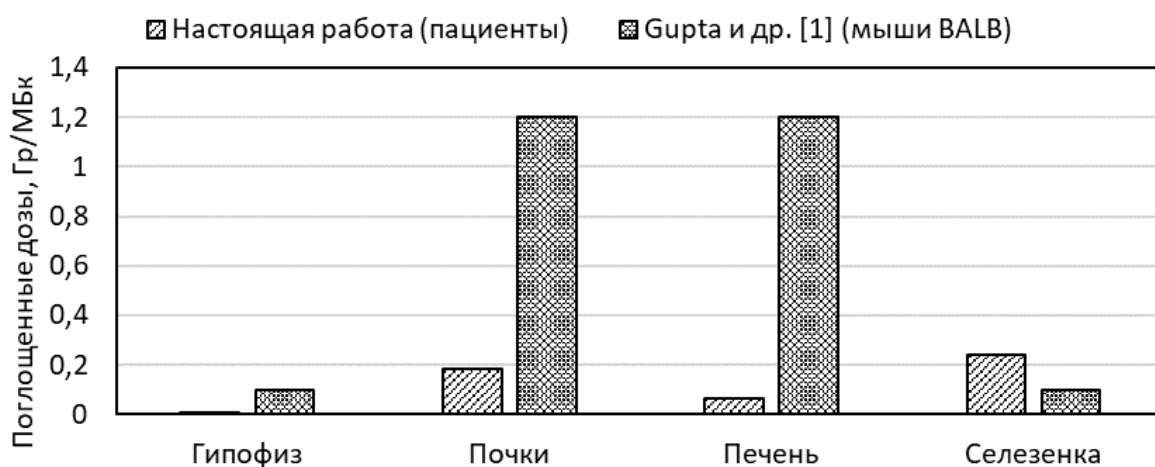
Рис. 1. Дозы пациентов за процедуру радионуклидной терапии (7 МБк) с ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ с учетом вклада от высвободившегося ^{225}Ac , рассчитанные по фантомам:

а – мужчины, б – женщины.

Полученные в настоящей работе результаты демонстрируют, что органами с наибольшими дозами являются почки, печень и селезенка; поглощенные дозы в этих органах за процедуру введения (7 МБк) у мужчин составляют 1.2, 0.4 и 1.8 Гр, соответственно. За курс лечения из четырех введений поглощенные дозы в почках и селезенке могут превышать 4 Гр. При этом дозы у женщин в среднем на 7 % выше, чем дозы у мужчин; для органов с наибольшим накоплением это соотношение оказалось выше: для печени – 30 %, для селезенки – 22 %; для почек – 18 %.

Было определено, что высвободившийся из соединения ^{225}Ac вносит значительный вклад (34 %) в поглощенную дозу в печени, что связано с изменением биораспределения ^{225}Ac и повешенным его накоплением в печени. Также отмечен вклад 6 % от высвободившегося ^{225}Ac в почках.

Полученные в работе результаты, основанные на распределении ^{177}Lu -ДОТА-ТАТЕ и усредненные для обоих полов, были сопоставлены с дозами, полученными в работе по исследованию ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ у мышей [1] (рис. 2). В обеих работах наибольшие поглощенные дозы определены в почках, печени и селезенке, при этом дозы, определенные в почках и в печени в настоящей работе были ниже 6 и 18 раз, соответственно, а доза, определенная в селезенке – выше в 2.5 раза. Такое расхождение может объясняться разными дизайнами исследований по оценки биораспределения радиофармпрепарата, а также методами радиометрии. Необходимо отметить, что в работе был проведен расчет доз от ^{225}Ac без учета доз от дочерних радионуклидов (^{221}Fr , ^{217}At , ^{213}Bi и ^{213}Po), которые могут увеличить дозу до четырех раз.



*для сравнения с поглощенной дозой в гипофизе из работы Gupta и др. использовали дозу в головном мозге.

Рис. 2. Сравнение поглощенных доз в органах с наибольшим накоплением ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ, полученные в настоящем исследовании, и доз из работы Gupta и др [1].

В настоящей работе были определены поглощенные дозы в органах с наибольшим накоплением ^{225}Ac -ДОТА-ТАТЕ от ^{225}Ac . Высокие поглощенные дозы за терапевтическую процедуру были определены в почках (1.2 Гр), печени (0.4 Гр) и селезенке (1.8 Гр) при этом значительный вклад в дозу (34 %) вносит высвободившийся из соединения ^{225}Ac . В расчетах не был учтен вклад в дозу от дочерних радионуклидов, поэтому дальнейшая работа должна быть посвящена оценке доз от дочерних радионуклидов.

Литература.

1. Santosh K., Suhas S., Parul T., Chandrasekhar B. Dosimetric Analyses of Kidneys, Liver, Spleen, Pituitary Gland, and Neuroendocrine Tumors of Patients Treated With ^{177}Lu -DOTATATE / *Clinical Nuclear Medicine*, 2013, vol. 38, №3, pp. 188-194.
2. Sanjana B., Madhav P., Chandrasekhar B., Ranjit K., Madhavi T. Broadening horizons with ^{225}Ac -DOTATATE targeted alpha therapy for gastroenteropancreatic neuroendocrine tumour patients stable or refractory to ^{177}Lu -DOTATATE PRRT: first clinical experience on the efficacy and safety / *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2020, № 4, pp. 934-946.
3. Narges K., Darpan N., Christopher J., et al. Preclinical evaluation of [^{225}Ac]Ac-DOTATATE for treatment of lung neuroendocrine neoplasms / *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2021, № 48, pp. 3408–3421.

РОЛЬ ПРОИЗВОДИТЕЛЕЙ АНГИОГРАФИЧЕСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ В СНИЖЕНИИ УРОВНЕЙ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ И ПЕРСОНАЛА

***Сарычева С.С., Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ им. П.В.Рамзаева),
Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

Использование источников ионизирующего излучения в современной медицине для диагностических и лечебных целей является глобальным фактором радиационного воздействия на человека. В связи с развитием технологического оснащения и накопленных знаний в области радиационной защиты на данный момент существуют большие потенциальные возможности снижения сложившихся уровней облучения [1]. Много внимания уделяется технологиям достижения хорошего качества визуализации при сравнительно низких уровнях облучения пациентов и персонала. Это происходит и во исполнение рекомендаций различных сообществ по радиационной защите и для обеспечения конкурентного преимущества. Улучшенные рентгеновские трубки, более чувствительные детекторы и программное обеспечение, помогающее улучшить качество визуализации и уменьшить шум при более низких уровнях дозы. Современное оборудование действительно может помочь в снижении уровней облучения [2].

В данной работе рассмотрен перечень наиболее важных функций современных рентгеновских ангиографических аппаратов, направленных на снижение количества используемого излучения при проведении интервенционных вмешательств, которые без ущерба для получения диагностической информации могут помочь снизить уровни облучения пациентов и персонала при проведении интервенционных исследований:

– *Наличие анатомических режимов.* Оперирующий рентгенохирург должен иметь возможность выбирать режим работы, адаптированный к визуализации конкретных анатомических участков или типов исследований (например, нейрохирургия, кардиология, и т.п.). В рамках протокола задаются начальные значения тока, напряжения и ширины импульса, а также алгоритмы обработки изображений и кривые «нагрузки трубки», специально разработанные для выбранной процедуры, определяющие контраст и резкость

рентгеновского изображения [3]. Существует множество потенциальных сценариев получения необходимой (заданной) величины дозы на приемнике, каждый из которых приводит к разной дозе для пациента и уровню контрастности изображения. Подбор оптимальных параметров нагрузки трубки для анатомического участка и выполняемой клинической процедуры чрезвычайно важен.

– *Наличие нескольких режимов цифровой рентгеноскопии.* Импульсная рентгеноскопия позволяет снизить количество излучения и улучшить качество изображения. При значении 30 кадров в секунду, создается эффект непрерывной визуализации, однако с менее размытыми кадрами. Путем снижения частоты кадров в секунду можно добиться и увеличения качества снимков (если доза за импульс при снижении частоты съемки немного увеличивается) и уменьшения дозовой нагрузки (уменьшается общее время использования излучения) [3]. Желательно чтобы ангиографический аппарат имел не менее трех уровней мощности дозы для режима рентгеноскопии, например – низкий, средний и высокий. Чем выше предустановленная мощность дозы – тем выше качество изображения, но тем выше будут дозы облучения пациента и персонала. Базовым (начальным) режимом работы аппарата желательно устанавливать низкодозовый режим, так как в случае неудовлетворительного качества изображения медицинский персонал перейдет на более высокую ступень, но в ситуации, когда качество изображения будет хорошим (возможно даже излишне хорошим) идея о смене режима может не возникнуть.

– *Возможность записи рентгеноскопических изображений.* Изначально два основных режима работы ангиографического аппарата – это режим рентгеноскопии, используемый для визуализации анатомии пациента для осуществления возможности проведения исследования и режим рентгенографии – отличающийся более высоким качеством изображения, используемый для диагностических целей и записи информации. Мощность дозы излучения в режиме рентгенографии, именно из-за более высокого качества изображения, может быть в 10 и более раз выше, чем при рентгеноскопии [4]. Не всегда для сохранения диагностической информации требуется высокое качество изображения. С точки зрения снижения дозовой нагрузки, необходимо чтобы ангиографический аппарат позволял сохранять в истории пациента записи и в режиме рентгеноскопии.

– *Функции отображения на экране последнего кадра (Last Image Hold(LIH)) и повтора последней рентгеноскопической записи (Last Fluoroscopy Hold).* Данные функции позволяют избежать повторного получения одной и той же диагностической информации. Указанные опции должны существовать и для оператора (хирурга) способ вывода этой информации на монитор должен быть предельно прост. Наличие подобных функций позволяет врачебному персоналу просматривать уже полученную диагностическую информацию и/или обсуждать спорные моменты с коллегами без дополнительного использования излучения.

– *Регулируемое количество кадров в секунду.* Чем меньше время работы рентгеновской трубки – тем меньше доза. Одним из способов уменьшения времени использования рентгеновского излучения является корректировка скорости съемки (количество кадров в секунду) под конкретные задачи. Возможность регулировать количество кадров в секунду для режимов скопии и графии позволяет медицинскому персоналу подстраивать аппарат под собственные предпочтения. Рентгеносъемка 15 кадр/сек

считается достаточной для большинства задач и рекомендована в ряде случаев к снижению до 10 или 7.5 кадр/сек [4]. На практике подобные рекомендации иногда наталкиваются на невозможность их применения на практике из-за специфики аппарата.

– *Виртуальная коллимация*. Еще одна крайне полезная функция с точки зрения снижения ненужного облучения, реализуемая во многих современных ангиографических аппаратах – возможность позиционирования лопастей коллиматора на последнем изображении (ЛИН) без дополнительного использования излучения. Коллимация сама по себе является важным способом радиационной защиты, она защищает от попадания в прямой пучок излишних частей тела пациента и существенно снижает рассеянное излучение, пропорциональное размеру облучаемой области. Уменьшение рассеянного излучения в свою очередь снижает дозу облучения персонала и приводит к улучшению качества изображения. Также коллимация является лучшим способом защиты плода при необходимости проведения исследования беременным пациенткам [2].

– *Life zoom (или цифровой зум)*. Ангиографические аппараты, как правило, имеют 3-4 фиксированных значения размера поля и каждый шаг увеличения изображения (уменьшение размера поля) сопровождается возрастанием мощности дозы (для УРИ эта зависимость составляет 1.5-2 раза, для плоскопанельных детекторов обычно ниже [3]). Функция цифрового увеличения позволяет увеличить отображаемое изображение (примерно в 1.5-2 раза) без увеличения входной дозы детектора, обеспечивая экономию дозы по сравнению с традиционными увеличениями поля зрения

– *Фиксация в области интереса (ROI)*. Специальный коллиматорный фильтр позволяет снижать дозу облучения окружающих тканей, обеспечивая полное качество изображения в области интереса. Данная функция помогает снизить дозу облучения как у пациентов, так и у персонала. Она поддерживает заданное качество изображения в точке лечения, не меняя привычной картины – оставляя видимыми (в менее хорошем качестве) окружающие ткани.

– *Дополнительная фильтрация*. Низкоэнергетические рентгеновские лучи вносят свой вклад в первую очередь в дозу облучения кожи пациента, и практически не участвуют в формировании изображения [1]. Для процедур интервенционной радиологии, помимо основной фильтрации рекомендуется использовать дополнительную фильтрацию (например, Cu). Удаление значительной части рентгеновских лучей с низкой энергией «укрепляет» луч, делая его более проникающим, что приводит к значительному уменьшению входных доз на кожу пациента. Количество добавляемой фильтрации Cu может быть фиксированным или может изменяться во время процедуры. Толщина может варьироваться от 0.01 до 0.9 мм. Существует множество различных схем для определения того, когда и какой толщины дополнительный фильтр вводится или извлекается, эти аспекты зависят от конкретных предпочтений производителя.

– *Отображение на экранах монитора дозиметрических показателей, в том числе кожной дозы пациента*. Дозиметрия облучения необходима для оценки вероятности возникновения медико-биологических эффектов. В ходе проведения ангиографического исследования изменяется много разных параметров, и облучение каждого пациента сугубо индивидуально, в связи с чем оценка доз облучения пациентов может быть произведена только на основании индивидуальных дозиметрических показателей. Основными

показателями, необходимыми для дозиметрии пациента являются: произведение дозы на площадь, измеряемое с помощью проходной ионизационной камеры (используется для оценки риска возникновения возможных стохастических эффектов), а также значение накопленной воздушной кермы во входной опорной точке пациента (для оценки вероятности возникновения тканевых (детерминированных) эффектов).

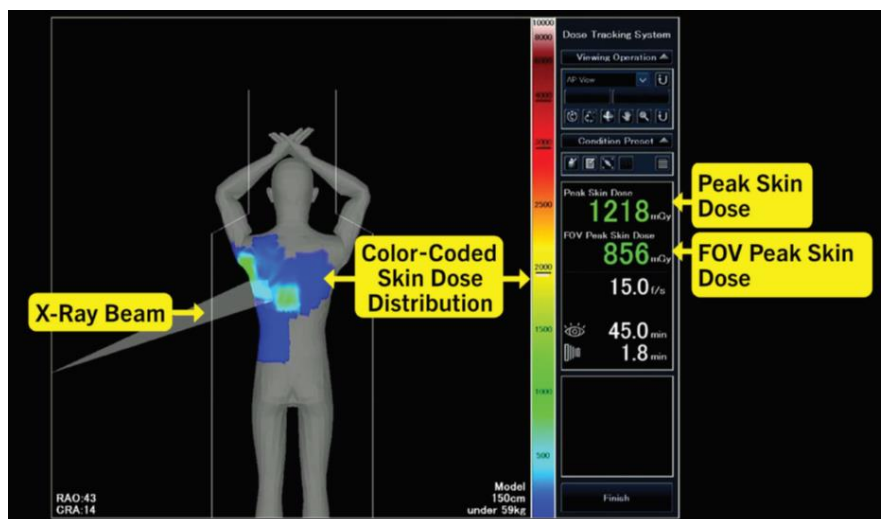


Рис. 1. Пример программы отображения распределения дозы на поверхности тела пациента при проведении исследования под рентгеновским контролем [5].

Крайне желательными являются системы онлайн мониторинга, обеспечивающие демонстрацию кожной дозы пациента, получаемую во время обследования. Пример такой системы (Dose Tracking System) приведен на рисунке 1. Подобные программы призваны помочь оперирующему врачу избегать избыточного облучения участков кожи.

– *Различные программы для усреднения кадров и шумоподавления.* Усреднение кадров (суммирование изображений) позволяет улучшить соотношение сигнал/шум без увеличения мощности дозы или поддержания исходного соотношения сигнал/шум при пониженной мощности дозы. разграничение доступа к различным функциям для различных пользователей.

Важным аспектом является тот факт, что настройка аппарата в месте его дальнейшей эксплуатации должна производиться с учетом требований той бригады врачей, которым предстоит с ним работать. Во избежание излишней дозовой нагрузки рекомендуется настройка аппарата, предусматривающая минимальные дозовые характеристики, соответствующие достаточному диагностическому качеству изображения. В настройки «по умолчанию» желательно внести минимальный режим мощности дозы при рентгеноскопии и минимально используемую частоту съемки; однако важно чтобы при необходимости эти характеристики легко могли быть изменены в большую сторону. Обязательным является подробный инструктаж персонала отделения, на котором устанавливается рентгеновский аппарат, а также наглядное обучение операторов (рентгенохирургов) по использованию всех возможностей аппарата.

Литература.

1. Балонов М.И. Научные основы радиационной защиты в современной медицине. Том1. Лучевая диагностика / М.И. Балонов, В.Ю. Голиков, А.В. Водоватов, Л.А. Чипига, И.А. Звонова, С.А. Кальницкий, С.С. Сарычева, И.Г. Шацкий /под ред. профессора М.И. Балонова. СПб.: НИИРГ имени проф. П.В. Рамзаева, 2019, 1-320.
2. ICRP, 2018. Occupational radiological protection in interventional procedures. ICRP Publication 139. Ann. ICRP 47(2).
3. Behrman RH, Rees CR. Radiation safety and protection systems. Vascular Imaging and Intervention, pp. 81-123, Jaypee Bros, New Delhi, Vol 1, Second Edition 2020
4. ICRP, 2012. Radiological protection in Cardiology. ICRP Publication 120. Ann. ICRP 42(1).
5. Kuhls-Gilcrist A. Dose Tracking System: A Paradigm Shift in Patient Dose Monitoring. Toshiba Medical Systems Corporation 2014, 1-8.

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ ДЛЯ НЕКОТОРЫХ ИНТЕРВЕНЦИОННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ У ДЕТЕЙ

***Капырина Ю.Н. (ФГБОУ ВО СПбГПМУ), Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ
им. П.В. Рамзаева, ФГБОУ ВО СПбГПМУ), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Пузырев В.Г., Комиссаров М.И., Резник В.А., Петренко Ю.В. (ФГБОУ ВО СПбГПМУ)***

Интервенционные исследования вносят значительный вклад в коллективную дозу от медицинского воздействия в Российской Федерации – 9.15 % в 2018 году [1]. Целью интервенционных процедур является предоставление в режиме реального времени оценки анатомии и патологии системы или органа. Во время проведения данных процедур рентгеноскопия используется в качестве инструмента визуализации для облегчения диагностики и лечения сосудистых и внесосудистых заболеваний, в том числе и у детей.

Данный вид лучевой диагностики имеет ряд особенностей, которые обуславливают трудность определения эффективных доз пациентов: различия в рентгеновских аппаратах, необходимость учитывать движущееся поле облучения, зависимость облучения от сложности процедуры, специфики и тяжести заболевания, от анатомических особенностей сосудистой системы каждого пациента. В связи с этим данные по методикам оценки эффективных доз (ЭД) у детей ограничены. В МУ 2.6.1.2944-11 «Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований» [3] и изменениях в МУ 2.6.1.2944-11 «Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований» [4] приводится методика оценки ЭД у пациентов с помощью коэффициента перехода. Значения данных коэффициентов представлены только для исследований сосудов сердца, сосудов головного мозга и каротидных зон, а также органов брюшной полости и малого таза.

Целью данного исследования являлась разработка методики оценки эффективных доз облучения детей при выполнении вмешательств на органах ЖКТ и трахеобронхиального дерева. Это потребовало оценки структуры выбранных рентгеноскопических исследований

детей, разработки методики сбора данных, сбора соответствующих параметров исследований, разработки модели облучения пациентов и расчета коэффициентов перехода с использованием программного обеспечения РСХМС 2.0 [2].

Исследование было выполнено на основе данных, собранных в отделении рентгенохирургических методов диагностики и лечения Санкт-Петербургского государственного педиатрического медицинского университета для выборки пациентов, которым выполнялись вмешательства на органах ЖКТ и трахеобронхиальном дереве в период с июля по октябрь 2021 года. Всего за исследуемый период было проведено 23 интервенционных вмешательства на органах ЖКТ и трахеобронхиальном дереве. Данные о распределении по возрастным группам и антропометрические характеристики пациентов представлены в таблице 1. Для оценки ЭД и последующего расчета коэффициентов перехода были выбраны дети из возрастных категорий 0 и 1 год.

Табл. 1. Распределение выборки пациентов по возрастным группам. Антропометрические данные представлены в формате среднее значение $\pm$ среднеквадратическое отклонение (минимум — максимум).

Возрастная категория	Диапазон возрастов по МУ 2.6.1.3387-16	Диапазон возрастов пациентов	Масса тела, кг	Количество пациентов
0	0-1	2-7 мес	5.1 $\pm$ 2.2 (4-8.4)	4
1	1-2	1г 1мес – 1г 7мес	11.6 $\pm$ 3.11 (7-14)	14
5	2-7	2г 1мес – 3г 6мес	11.3 $\pm$ 0.35 (11.0-11.5)	2
10	7-12	11 лет 2мес	21	1
15	12-17	13 лет 3 мес	29.8 $\pm$ 0 (29.8-29.8)	2

Данные процедуры проводились на кардиоваскулярной системе визуализации Innova 3100/4100, GE Medical Systems и The Philips Allura Xper, Philips Medical Systems. Данные были собраны авторами вручную во время исследования с использованием специально разработанных анкет. Эти записи использовались для моделирования облучения пациентов с помощью программного обеспечения РСХМС 2.0.

Каждое интервенционное исследование было преобразовано в набор типичных фаз рентгеноскопии и рентгенографии, определяемых исследуемой анатомической областью и проекцией воздействия на пациента. Каждая фаза описывалась набором дискретных полей облучения, соответствующих местоположениям соответствующих органов и тканей. Если не было значительного перемещения рентгеновской трубки и облучался только один орган или набор органов, фаза состояла из одного поля облучения. Если же облучению подвергались различные органы и, если движение трубки было значительным, фаза состояла из нескольких полей облучения, каждое из которых соответствует определенному анатомическому местоположению. Для каждого этапа рентгеноскопии и рентгенографии были собраны следующие данные:

- общие сведения о пациенте:
 - идентификационный номер пациента;
 - пол;
 - дата рождения/ возраст;
 - антропометрические данные (вес, рост);

- физико-технические измеряемые параметры, определяющие характеристики поля рентгеновского излучения во время проведения рентгенологической процедуры:
 - толщину и материал дополнительного фильтра (мм Al, мм Cu);
 - значение напряжения на рентгеновской трубке (кВ);
 - общее произведение дозы на площадь (сGy·cm²);
 - скорость съемки (кадров/с);
 - общее время рентгеноскопии (с);
- геометрия облучения пациента:
 - положение рентгеновской трубки по отношению к пациенту (под столом, над столом);
 - проекция облучения (передне-задняя, задне-передняя, боковая);
 - размеры поля облучения на приемнике изображения;
 - область исследования (грудная клетка, череп, и т.п.);
 - расстояние от фокуса рентгеновской трубки до приемника изображения.

Если в интервенционных процедурах использовалось две рентгеновских трубки, данные регистрировались для каждой трубки отдельно. Положение пациента, структура обследования, и общее время облучения были выбраны хирургами индивидуально для каждого пациента на основе их профессионального опыта, состояния пациента и предварительного диагноза.

Для медицинского облучения пациентов ЭД обычно рассчитывается с использованием специального программного обеспечения на основе измеримого количества дозы, в данном случае - произведение дозы на площадь (DAP). Однако при интервенционных исследованиях процесс расчета эффективной дозы затруднен из-за необходимости моделирования движущегося поля рентгеновского излучения. Такое моделирование можно выполнить в программном обеспечении PCXMC 2.0. Анатомический фантом в данном программном обеспечении можно регулировать по росту, весу и возрасту (от детского со средним возрастом 0, 1, 5, 10 и 15 лет до взрослого). С помощью моделирования облучения пациента при вмешательствах на органах ЖКТ и трахеобронхиального дерева в PCXMC 2.0 произведена оценка эффективных доз с учетом всех дозообразующих параметров.

Статистическая обработка данных проводилась с использованием программного обеспечения Statistika 10. Различия между выборками считали достоверными при $p < 0.05$.

Табл. 2. Основные параметры интервенционных вмешательств на органах ЖКТ и трахеобронхиального дерева для детей возрастных категорий 0 и 1 год. Данные представлены в формате среднее значение $\pm$ среднее квадратическое отклонение (минимум — максимум).

Параметр	Среднее значение $\pm$ среднее квадратическое отклонение (минимум — максимум)	
	0 лет	1 год
Количество фаз	4.0 $\pm$ 2.2 (1-6)	7.0 $\pm$ 3.4 (4-16)
Количество рентгеновских снимков	5.3 $\pm$ 6.1 (0-11)	7.9 $\pm$ 15.2 (0-57)
Напряжение на трубке, кВ	68.5 $\pm$ 9.3 (60-77)	77.3 $\pm$ 2.3 (75-84)
Общее время рентгеноскопии, с	253 $\pm$ 264 (5-625)	385 $\pm$ 250 (127-934)
Общий DAP при рентгеноскопии, сGy·cm ²	430 $\pm$ 649 (7-1379)	117 $\pm$ 150 (33-600)
Общий DAP при рентгенографии, сGy·cm ²	169 $\pm$ 253 (0-535)	37.3 $\pm$ 70.2 (0-260)
Общий DAP для всей процедуры, сGy·cm ²	430 $\pm$ 649 (7-1379)	155 $\pm$ 153 (33-600)

Основные параметры интервенционных вмешательств на органах ЖКТ и трахеобронхиального дерева для детей выбранных возрастных групп представлены в таблице 2.

ЭД были рассчитаны с использованием стандартных параметров для детей разных возрастных категорий (по умолчанию РСХМС 2.0: 0 лет – рост 50.9 см и масса тела 3.4 кг; 1 год – рост 74.4 см и масса тела 9.2 кг; 5 лет – рост 109.1 см и масса тела 19 кг; 10 лет – рост 139.8 см и масса тела 32.4 кг; 15 лет – рост 168.1 см и масса тела 56.3 кг). ЭД были оценены для детей со средним возрастом 0 и 1 год двумя способами: учитывая движение трубки во время интервенционной процедуры – многопольная модель и при моделировании облучения пациента одним полем. Значения ЭД, полученные двумя способами, представлены в таблице 3, а также на рисунках 1 и 2. Достоверные различия между выборками данных отсутствуют.

Табл. 3. Оценка ЭД при вмешательствах на органах ЖКТ и трахеобронхиального дерева.

Данные представлены в формате среднее значение $\pm$ среднеквадратическое отклонение (минимум — максимум).

Возрастная группа	ICRP	ЭД (многопольная модель), мЗв	ЭД (одно поле облучения), мЗв
0	ICRP 103	4.6 $\pm$ 7.4 (0.1-15.6)	6.6 $\pm$ 10.4 (0.1-22.0)
	ICRP 60	4.3 $\pm$ 6.7 (0.1-14.3)	6.2 $\pm$ 9.6 (0.1-20.4)
1	ICRP 103	1.8 $\pm$ 1.6 (0.4-5.9)	1.4 $\pm$ 1.3 (0.3-4.7)
	ICRP 60	1.5 $\pm$ 1.2 (0.3-4.3)	1.3 $\pm$ 1.1 (0.2-4.0)

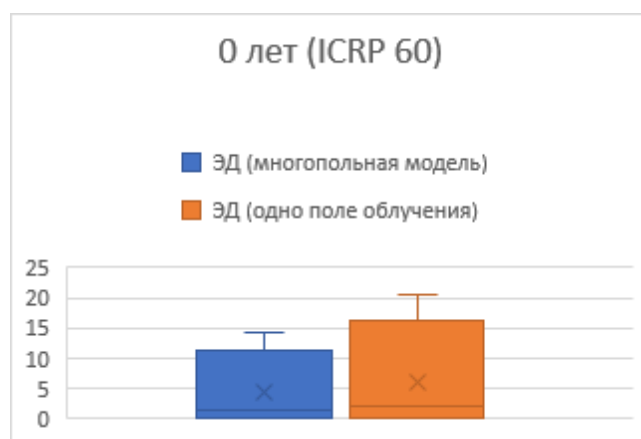


Рис. 1. Распределение ЭД для детей возрастной группы 0 лет.

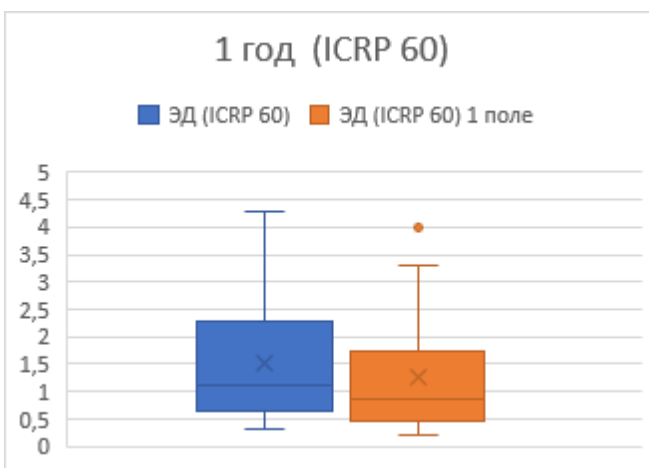
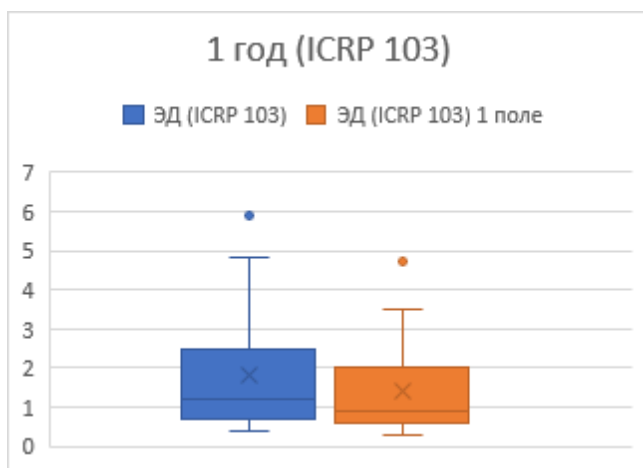


Рис. 1. Распределение ЭД для детей возрастной группы 1 год.

На основании значений ЭД для детей со средним возрастом 0 и 1 год, которым выполнялись вмешательства на органах ЖКТ и трахеобронхиального дерева, были получены коэффициенты перехода, рассчитанные с использованием весовых коэффициентов тканей из ICRP 103 и 60 (табл. 4).

Табл. 4. Коэффициенты перехода, рассчитанные с использованием весовых коэффициентов тканей из ICRP 103 и 60. Данные представлены в формате среднее значение $\pm$ среднеквадратическое отклонение (минимум — максимум).

Возрастная группа	ICRP	КП (многопольная модель), мкЗв/сГр · см ²	КП (одно поле облучения), мкЗв/сГр · см ²
0	ICRP 103	15.7 $\pm$ 7.6 (7.6-24.4)	18.1 $\pm$ 5.5 (11.7-24.6)
	ICRP 60	14.8 $\pm$ 7.0 (7.9-23.4)	17.0 $\pm$ 4.8 (12.0-23.2)
1	ICRP 103	12.0 $\pm$ 1.9 (9.8-15.5)	9.4 $\pm$ 1.7 (7.4-12.1)
	ICRP 60	10.7 $\pm$ 2.2 (5.7-14.4)	8.4 $\pm$ 1.9 (6.4-11.2)

Предложенный в данной работе подход к оценке эффективной дозы учитывает все важные особенности интервенционных процедур: различия в структуре исследования, существенное перемещение рентгеновской трубки в рамках одной фазы рентгеноскопии и различия в геометриях облучения пациента в рамках одного рентгеноскопического исследования.

Оценены значения эффективных доз детей при проведении интервенционных вмешательств на органах ЖКТ и трахеобронхиального дерева в возрастных группах 0 и 1 год. ЭД у детей возрастной группы 0 лет находятся в диапазоне от 0.1 до 22.0 мЗв за процедуру, у детей возрастной группы 1 год от 0.2 до 5.9 мЗв. Это может быть связано со спецификой и тяжестью заболевания, с анатомическими особенностями сосудистой системы каждого пациента, с продолжительностью выполнения интервенционного вмешательства. При сравнении ЭД, полученных двумя способами (многопольная модель и с использованием одного поля облучения), достоверные различия не обнаружены, так как в обоих случаях геометрия облучения совпадает. На основании полученных значений ЭД педиатрических пациентов были рассчитаны коэффициенты перехода от измеряемых значений произведения дозы на площадь к эффективной дозе. Необходимо продолжить исследование с целью увеличения выборки пациентов для всех возрастных групп детей.

Литература.

1. Барковский А.Н., Ахматдинов Руслан Р., Ахматдинов Рустам Р., Барышков Н.К., Библин А.М., Братилова А.Н., Кормановская Т.А., Романович И.К., Титова Т.Н., Журавлева В.Е., Сивенков А.Г., Цовьянов А.Г. Информационный сборник: «Дозы облучения населения Российской Федерации в 2018 году», 2019.
2. Tapiovaara M., Siiskonen T., 2008. PCXMC: A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. 2nd Ed. STUK, Finland.
3. МУ 2.6.1.2944-11 «Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований».
4. МУ 2.6.1.3584-19 «Изменения в МУ 2.6.1.2944-19 "Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований"».

ОЦЕНКА МОДЕЛЕЙ РЕФЕРЕНТНЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ УРОВНЕЙ ДЛЯ ДЕТЕЙ ПРИ РЕНТГЕНОГРАФИИ

Шацкий И.Г. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева),
Грязнов А.Ю., Потрахов Ю.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Принципы обоснования и оптимизации являются ключевыми и взаимодополняющими принципами радиационной безопасности при медицинском облучении.

Оптимизация обычно связана с поддержанием качества диагностической информации, предоставляемой обследованием, соизмеримой с медицинской целью, при одновременном стремлении снизить облучение пациентов до разумно достижимого уровня. Применение при этом референтных диагностических уровней (РДУ) само по себе недостаточно для оптимизации защиты. Также необходимо оценивать качество изображения или, в более общем смысле, диагностическую информацию, предоставленную исследованием. Должны быть реализованы методы достижения оптимизации, которые охватывают как применение РДУ, так и оценку качества изображения. Но тем не менее, РДУ – полезный инструмент в поисках оптимизации доз облучения пациентов в лучевой диагностике.

Установление и использование РДУ рекомендовано Международной комиссией по радиационной защите (МКРЗ) и требуется в нормативных документах Российской Федерации. Особое внимание следует уделять установлению и использованию РДУ в детской радиологии, поскольку дети имеют более высокий риск (для некоторых органов и тканей) нежелательного воздействия радиации по сравнению со взрослыми.

Целью работы было сравнение моделей РДУ для детей и оценка возможности их применения в России.

В работе для анализа использовались модели РДУ, предлагаемые МКРЗ и Европейской Комиссией (ЕК), как одних из самых современных и наиболее подробных. Сравнивались параметры и наборы условий, а также возможность их применения в условиях российской медицинской практики. Возможность применения оценивалась на основании полученных данных в ходе анкетирования российских медицинских организаций в рамках собственного исследования уровней облучения детей.

В собственном исследовании уровней облучения детей были обследованы 33 рентгеновских аппарата в 29 специализированных детских медицинских организациях в г. Санкт-Петербурге, Белгородской и Тюменской областях. В работу были включены 7 наиболее часто выполняемых рентгенографических исследований: череп (ЗП, Бок), шейный отдел позвоночника (ПЗ, Бок), грудной отдел позвоночника (ПЗ, Бок), поясничный отдел позвоночника (ПЗ, Бок), грудная клетка (ПЗ/ЗП, Бок), брюшная полость (ПЗ), таз (ЗП). Было выделено пять возрастных групп детей: новорожденные (<0.5), 0.5-2, 3-7, 8-12 и 13-18 лет – со средним возрастом, соответственно, 0, 1, 5, 10 и 15 лет. Антропометрические данные для каждой возрастной группы были взяты в соответствии с набором математических антропоморфных гермафродитных фантомов [1-3] и приняты в качестве характеристик «стандартного пациента» в каждой группе для сбора средних режимов проведения процедур и расчета значений эффективных доз. Расчет эффективных доз

осуществлялся с помощью программе РСХМС [2-5] на основании режимов проведения рентгенологической процедуры и входной дозы.

В рассматриваемых моделях предлагается определение следующих групп параметров для установления РДУ:

- набор процедур, для которых устанавливаются РДУ;
- доза или другая величина, в которой будет установлен РДУ;
- группы пациентов;
- технические параметры оборудования;
- число первичных значений, на основании которых устанавливаются РДУ;
- перцентиль, определяющий РДУ.

Подробнее параметры, используемые в каждой из моделей, представлены в таблице 1.

Табл. 1. Параметры, используемые в моделях РДУ, и их доступность для использования.

Параметр	Модель		
	МРК3135	ЕС185	РФ
Все исследования, приводящие к высоким коллективным дозам	не рассматривается	рекомендовано	возможно
Произведение дозы на площадь	рекомендовано	рекомендовано	затруднено
Входная доза	допустимо	допустимо	затруднено
Эффективная доза		не рекомендовано	возможно
Группировка пациентов по весу	рекомендовано	рекомендовано для исследований тела	затруднено
Группировка пациентов по возрасту	допустимо	рекомендовано для исследований головы	возможно
Данные оборудования: производитель и тип	не рассматривается	рекомендовано	возможно
Тип приемника изображения	не рассматривается	рекомендовано	возможно
Расстояние источник-приемник	не рассматривается	рекомендовано	возможно
Дополнительная фильтрация	не рассматривается	рекомендовано	возможно
Отсеивающая решетка	не рассматривается	рекомендовано	возможно
Параметры излучения: кВ, мА, мАс	не рассматривается	рекомендовано	возможно
Автоматический контроль экспозиции 10 пациентов на каждый тип процедуры и на группу пациентов для несложных процедур (рентгенография)	не рассматривается	рекомендовано	возможно
Метод кривой РДУ-вес/возраст пациента	допустимо	допустимо	возможно по возрасту
3-й квартиль (75-й перцентиль) – значение РДУ	рекомендовано	рекомендовано	возможно

Хотя по ряду групп параметров, таких как набор процедур, технические параметры оборудования, число первичных значений и перцентиль, нет расхождений между моделями, и их реализация возможна в рамках сложившейся медицинской практики в России. Но по двум значимым параметрам возникают сложности с прямым внедрением: доза или другая величина РДУ и группы пациентов.

МКРЗ и ЕК рекомендуют в качестве величин, используемых для РДУ, только измеряемые, в случае с рентгенографией это либо произведение дозы на площадь (ПДП), либо как допустимый вариант, входная доза. Эффективная доза не считается приемлемой для этих целей. Но в российских условиях использование ПДП ограничивается далеко неполным

охватом соответствующими средствами измерений всех рентгенодиагностических аппаратов, а оборудование способное измерять входную дозу не используется. А эффективная доза напротив имеет широкое распространение в отечественной практике учета уровней облучения пациентов, что не отменяет ряда ограничений и неопределенностей как ее определением, так и применением для отдельного пациента.

В качестве параметра, позволяющего определять группы детей, МКРЗ И ЕК рекомендуют использовать вес. Несмотря на то, что данный подход является безусловно необходимым для всех новых исследований и пересмотров РДУ, авторами признается сложность в его реализации. Получить информацию о весе отдельного пациента в российской практике крайне затруднительно на уровне данных об условиях проведения исследований на отдельном рентгенодиагностическом аппарате. Обычно информация, применимая для группировки, ограничивается возрастом, подтверждают наши собственные исследования.

С учетом вышеназванных замечаний в работе предложено использовать для установления российский РДУ для детей модель, основанную на эффективной дозе с группировкой детей по возрасту на пять групп: 0, 1, 5, 10 и 15 лет. Стандартная доза для отдельного аппарата определялась либо как медиана значений доз для 10 пациентов для каждой возрастной группы, либо как по типичным параметрам исследований для каждой возрастной группы. В исследование были включены 7 наиболее часто выполняемых рентгенографических исследований: череп (ЗП, Бок), шейный отдел позвоночника (ПЗ, Бок), грудной отдел позвоночника (ПЗ, Бок), поясничный отдел позвоночника (ПЗ, Бок), грудная клетка (ПЗ/ЗП, Бок), брюшная полость (ПЗ), таз (ЗП). РДУ при этом определяется как 75-й перцентиль распределения числа рентгеновских аппаратов по стандартной эффективной дозе (СЭД). 75-й перцентили, полученные в исследовании представлены в таблице 2.

Табл. 2. 75-е перцентили распределений рентгеновских аппаратов по СЭД, мЗв.

Область обследования	Проекция	Возрастная группа				
		0	1	5	10	15
Череп	Прямая	0.05	0.07	0.09	0.06	0.09
	Боковая	0.05	0.03	0.03	0.03	0.03
Органы грудной клетки	Прямая	0.05	0.05	0.03	0.04	0.04
	Боковая	0.05	0.05	0.03	0.04	0.08
Шейный отдел позвоночника	Прямая	-	-	0.06	0.06	0.08
	Боковая	-	0.05	0.02	0.02	0.03
Грудной отдел позвоночника	Прямая	-	-	0.26	0.32	0.58
	Боковая	-	-	0.18	0.22	0.32
Поясничный отдел позвоночника	Прямая	-	-	0.36	0.45	0.50
	Боковая	-	-	0.25	0.30	0.58
Таз	Прямая	0.08	0.11	0.21	0.33	0.50
Бедро	Прямая	-	-	0.06	-	-
Брюшная полость	Прямая	-	0.07	0.15	0.43	0.64

Описанная в ЕС 185 модель РДУ для детей является наиболее проработанной и полной, но особенности отечественной практики накладывают на ее внедрение в РФ ряд ограничений. Таким образом выбора модели РДУ для детей с учетом отечественной

практики требует дальнейшего изучения и обсуждения. Предложен вариант РДУ, рассчитанных по компромиссной модели.

Литература.

1. Directorate-General for Energy (European Commission) European guidelines on diagnostic reference levels for paediatric imaging. 2018-09-20 ISBN 978-92-79-89876-1 ISSN 2315-2826 doi:10.2833/486256.
2. Vañó E, Miller DL, Martin CJ, Rehani MM, Kang K, Rosenstein M, Ortiz-López P, Mattsson S, Padovani R, Rogers A; Authors on behalf of ICRP. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Ann ICRP. 2017 Oct;46(1):1-144. doi: 10.1177/0146645317717209. PMID: 29065694.
3. Cristy M., Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. ORNL, NUREG/CR-1159, ORNL/NUREG/TM-367 (1980).
4. Шацкий И.Г. Уровни медицинского облучения детей в г. Санкт-Петербурге и возможность применения референтных диагностических уровней. Радиационная гигиена. 2014;7(4):157-164.
5. Ilya Shatskiy and Vladislav Golikov. Paediatric Doses In St Petersburg Hospitals. Radiation Protection Dosimetry 165 (1-4), 199-204, 2015.

ДИНАМИКА РАЗВИТИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ ЗА ПЕРИОД 2015-2020гг, В ТОМ ЧИСЛЕ В ПЕРИОД ПАНДЕМИИ COVID-19

***Дружинина П.С., Романович И.К. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева), Чипига Л.А.
(ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева, ФГБУ НМИЦ им. В.А. Алмазова,
ФГБУ «РНЦРХТ им. ак. А.М. Гранова»), Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ
им. П.В. Рамзаева, ФГБОУ ВО СПбГПМУ), Грязнов А.Ю., Бессонов В.Б.,
Александрова А.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

На сегодняшний день компьютерная томография (КТ) является одним из наиболее информативных методов лучевой диагностики, динамически развивающимся как в зарубежных странах, так и в Российской Федерации.

КТ ассоциирована со значительными индивидуальными дозами облучения пациентов. В некоторых случаях эффективная доза за одно КТ-исследование может превышать 100 мЗв [1], а за многократное проведение исследований в период лечения может превышать 500 мЗв [2, 3].

В условиях пандемии новой коронавирусной инфекции (COVID-19) в связи с недостаточной чувствительностью и длительностью выполнения методов лабораторной диагностики компьютерная томография в Российской Федерации стала основным методом ранней, первичной диагностики COVID-19, за счет возможности предположить диагноз вирусной пневмонии, вызванной COVID-19, быстро оценить объем поражения легочной ткани, степень тяжести и стадию изменений [4].

Целью данного исследования являлись анализ структуры аппаратного парка и оценка динамики изменения коллективной дозы и числа КТ-исследований за последние 5 лет (2015-2020 гг.) в Российской Федерации, в частности за 2020 год в период пандемии COVID-19.

Исследование было основано на анализе данных формы государственной статистической отчетности № 3-ДОЗ системы ЕСКИД по РФ, полученных из федерального банка данных Единой системы контроля и учета индивидуальных доз облучения граждан ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева за период 2015-2020 гг., а также на анализе формы № 30 государственной статистической отчетности «Сведения о медицинской организации».

Из формы № 30 были проанализированы данные аппаратного парка, а также общее число выполненных КТ-исследований в Российской Федерации за 2015-2020 гг [5]. Для анализа структуры аппаратного парка были проанализированы данные из таблицы 5117 «Аппараты и оборудование для лучевой диагностики» за каждый год. Для анализа общего числа КТ-исследований были использованы данные из таблицы 5113 «Компьютерная томография» за каждый год. Кроме того, по данным формы № 30 были рассчитаны следующие показатели: среднее число КТ-исследований за год на 1 компьютерный томограф и число КТ-исследований за год на душу населения за период 2015-2020 гг. Расчет среднего числа КТ-исследований за год на 1 компьютерный томограф выполнялся путем деления общего числа КТ-исследований на общее количество действующих компьютерных томографов за исследуемый год. Расчет числа КТ-исследований за год на душу населения производился путем деления общего числа КТ-исследований на численность населения за исследуемый год. Информация о численности населения в Российской Федерации за 2015-2020 гг. была получена из баз данных Федеральной службы государственной статистики.

Динамика изменения числа КТ-исследований и коллективной дозы населения в Российской Федерации от КТ была выполнена на основании данных, представленных в форме № 3-ДОЗ [6]. Использовалась следующая схема обработки данных:

- определение общего числа КТ-исследований за каждый год происходило путем суммирования таблиц 1100 «Число процедур с рассчитанными дозами облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований» формы № 3-ДОЗ, тыс. шт. и 2100 «Число процедур с измеренными дозами при проведении рентгенологических исследований» формы № 3-ДОЗ, тыс. шт.

- определение суммарной коллективной дозы в Российской Федерации за каждый год происходило путем суммирования таблиц 1000 «Эффективные дозы облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований, полученные на основании расчета» формы № 3-ДОЗ, чел.-Зв и 2000 «Эффективные дозы облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований, полученные на основе контроля доз» формы № 3-ДОЗ, чел.-Зв.

Также было проведено сравнение числа КТ-исследований за 2015-2020 гг. по данным форм № 3-ДОЗ и № 30. Для этого были рассчитаны процентные отклонения с использованием следующего выражения: $(X - Y)/Y \cdot 100 \%$, где X – данные формы № 3-ДОЗ, Y – данные формы № 30.

Динамика изменения аппаратного парка компьютерных томографов в Российской Федерации в 2015-2020 гг. представлена на рисунке 1.



Рис. 1. Динамика изменения аппаратного парка компьютерных томографов в РФ в 2015-2020 гг. и доля аппаратов со сроками эксплуатации до 10 лет и более.

За исследуемый период наблюдался рост КТ-аппаратов и изменение аппаратного парка компьютерных томографов. С 2015 по 2020 год общее число компьютерных томографов возросло на 31 % за счет спиральных многосрезовых томографов, 64-128-срезных томографов и томографов более чем на 128 срезов. Наибольший рост наблюдался в период 2019-2020 гг. и составил 20 % от общего числа в 2019 г. Также необходимо отметить рост числа аппаратов со сроком эксплуатации более 10 лет, который в 2020 г составил 20 % от общего числа аппаратов в России. Тенденция к росту числа компьютерных томографов связана как с появлением новых высокоинформативных технологий, позволяющих повышать точность и снижать время диагностики, так и с проведением КТ-исследований органов грудной клетки у пациентов с подозрением и на разных стадиях COVID-19.

Проведенные на основании данных из формы № 30 оценки среднего числа КТ-исследований за год на один компьютерный томограф (рис. 2) и числа КТ-исследований за год на душу населения (рис. 3) в 2015-2020 гг., продемонстрировали:

- за период с 2015 по 2019 гг. среднее число КТ-исследований в год на один компьютерный томограф увеличилось на 1.6 тыс., или на 40 %, а за 2020 год еще на 32 %, достигнув показателя в 7.7 тыс. исследований в год;
- за период с 2015 по 2019 гг. число КТ-исследований в год на душу населения увеличилось на 0.026 КТ-исследований, или на 52 %, а за 2020 г. еще на 58 % относительно 2019 г и составило 0.118 КТ-исследований.

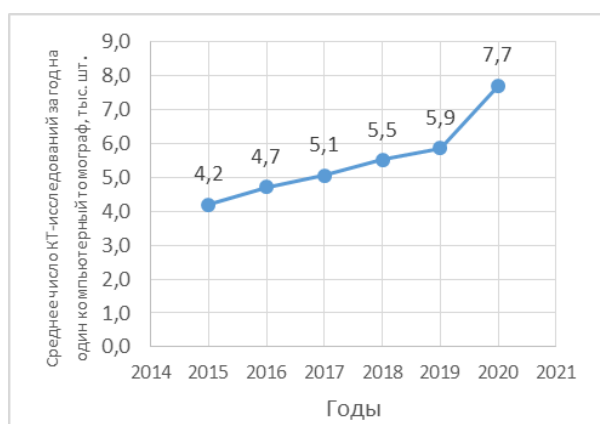


Рис. 2. Динамика изменения среднего числа КТ-исследований за год на один компьютерный томограф в 2015-2020 гг.

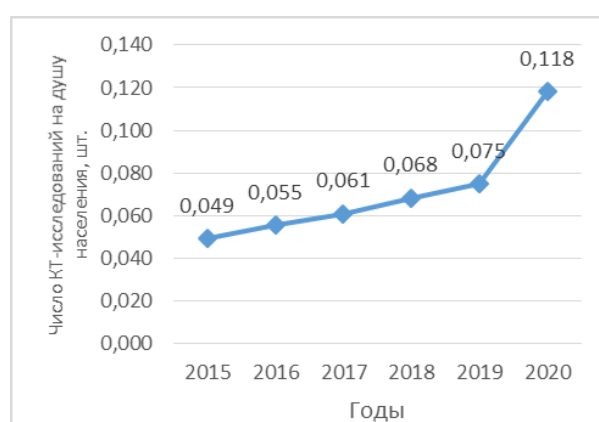


Рис. 3. Динамика числа КТ-исследований на душу населения в 2015-2020 гг.

Значительный рост среднего числа КТ-исследований за год на один компьютерный томограф и числа КТ-исследований на душу населения в 2020 году связано с проведением КТ органов грудной клетки пациентам с COVID-19 для ранней и первичной диагностики заболевания.

Число КТ-исследований по данным формы № 3-ДОО также увеличилось за период 2015-2020 гг: за период с 2015 по 2019 гг. на 75 %, и на 60 % за 2020 г. Увеличение числа КТ-исследований и коллективной дозы от КТ также связано с повсеместным внедрением КТ, в том числе в условиях пандемии COVID-19.

При сравнении числа КТ-исследований за 2015-2020 гг. по данным формы № 3-ДОО и № 30 были выявлены расхождения от 11 до 23 % (в среднем – 16.3 %). Количество КТ-исследований по данным формы № 3-ДОО выше, что объясняется тем, что форму № 3-ДОО заполняют все медицинские организации, эксплуатирующие источники ионизирующего излучения, а форму № 30 – только государственные медицинские организации. Учитывая сравнительно небольшие расхождения форм № 30 и № 3-ДОО по числу КТ-исследований, данные формы № 30 могут использоваться для оценки состояния КТ-диагностики в Российской Федерации. К сожалению, часть данных, содержащаяся в форме № 30, не может быть соотнесена с данными, содержащимися в форме № 3-ДОО (разные классификации КТ-исследований по анатомическим областям, и отсутствие в форме № 3-ДОО деления КТ-исследований на контрастные исследования и исследования без использования контрастирования). Однако, эти вопросы будут решены посредством внедрения переработанной формы № 3-ДОО.

По данным формы № 3-ДОО за период с 2015 по 2019 гг. коллективная доза от всех видов КТ-исследований пропорционально росла на 10-14 % в год (табл. 1), при увеличении прироста до 70 % в 2020 году. В 2020 году суммарная коллективная доза от всех видов КТ-исследований составила 85146 чел-Зв, что составляет 77 % вклада в коллективную дозу населения РФ от всех видов лучевой диагностики.

Табл. 1. Динамика изменения коллективной дозы и числа КТ-исследований в 2015-2020 гг.

Год	Коллективная доза, тыс.чел-Зв	Число исследований, млн.		
		№ 3-ДОО	№ 30	% расхождение
2015	31.4	8.0	7.2	11
2016	35.9	9.2	8.1	13
2017	39.9	10.2	8.9	14
2018	44.0	11.6	10.0	15
2019	49.8	13.5	11.0	23
2020	85.1	21.2	17.3	22

Рост числа компьютерных томографов в лечебных учреждениях Российской Федерации, особенно в условиях пандемии COVID-19, ведет к постоянному увеличению числа КТ-исследований и росту коллективной дозы медицинского облучения населения.

Прирост числа КТ-исследований и коллективной дозы от данного вида исследований в 2020 гг. сравним с совокупным приростом соответствующих показателей за предыдущие пять лет (2015-2019 гг.).

Значительное увеличение числа КТ-исследований на один компьютерный томограф (на 84 % за последние 5 лет) может привести к снижению радиационной безопасности пациентов.

Прирост коллективной дозы облучения населения страны от КТ-исследований на 70 % в 2020 году, в совокупности с ростом числа исследований на один компьютерный томограф, в условиях продолжающейся пандемии COVID-19, требует особого внимания к обеспечению радиационной защиты пациентов при проведении КТ, путем применения принципов обоснования и оптимизации, внедрения референтных диагностических уровней.

Литература.

1. Chipiga L., Bernhardsson C. Patient doses in computed tomography examinations in two regions of the Russian Federation // Rad. Prot. Dosim, 2016, vol. 169, № 1-4, pp. 240-244.
2. Brambilla M., Vassileva J., Kuchcinska A., Rehani M.M. Multinational data on cumulative radiation exposure of patients from recurrent radiological procedures: call for action // European Radiology, 2019, 9 p. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06528-7>.
3. Sören Mattsson. Need for individual cancer risk estimates in X-ray and nuclear medicine imaging // Radiation Protection Dosimetry, 2016, pp. 1-6. doi:10.1093/rpd/ncw034.
4. Временные методические рекомендации профилактика, диагностика и лечение новой коронавирусной инфекции (covid-19) Версия 12 (21.09.2021) Министерство здравоохранения Российской Федерации. https://static-0.minzdrav.gov.ru/system/attachments/attaches/000/058/075/original/%D0%92%D0%9C%D0%A0_COVID-19_V12.pdf
5. Форма федерального статистического наблюдения № 30 «Сведения о медицинской организации» (приказ Минздрава России от 06.08.2013 № 529н (зарегистрирован Минюстом России 13.09.2013 № 29950)).
6. Форма федерального статистического наблюдения № 3-ДОЗ «Сведения о дозах облучения пациентов при проведении медицинских рентгенорадиологических исследований» в Российской Федерации за 2015-2020 г.

СЕРИЙНОЕ ИСПОЛНЕНИЕ И РЕЗУЛЬТАТЫ ОПЫТНО-ПРОМЫШЛЕННЫХ ИСПЫТАНИЙ МНОГОФАЗНОГО РАСХОДОМЕРА «УРАЛ-МР»

***Аминов О.Н., Коваль П.А., Михайлов В.В., Резанов И.Н., Шабрин А.В., Юнусов Р.Р.
(ООО «Корпорация Уралтехнострой»), Бондаренко Т.В., Полихов С.А., Сабитов А.Ф.
(ООО «Корпорация Уралтехнострой», ООО «НТЦ Лаплас»), Прокудин М.С.
(ООО «Корпорация Уралтехнострой», НИЦ «Курчатовский институт» – ИТЭФ)***

В последние годы в среде нефтедобывающей, газовой и газоконденсатной промышленности все больше наблюдается потребность в качественной системе для измерения многофазных потоков. Если обратиться к истории, то можно отметить, что первые замерные сепарационные установки, позволяющие измерять расход добываемого из скважин продукта были разработаны еще в 60х годах XX века на базе ВНИИКАнефтегаз [1] и с тех пор методика измерения потоков в большинстве своем все так же основывается на сепараторах. И проблема здесь не столько в возрасте этого метода, сколько в его недостатках, которые не позволяют работать со сложными многофазными потоками и

обеспечивать метрологов и геологов достоверными данными о добываемом продукте. Решить вопрос призваны многофазные расходомеры, позволяющие определять расход каждой из добываемых фракций в режиме реального времени и без сепарации, что открывает возможности глубокого анализа поведения скважины и предсказание состояния месторождения в целом.

Начиная с 2000х годов главным игроком на рынке многофазной расходомерии является Schlumberger с различными модификациями расходомера Vx. За последние десять лет появились и другие сильные игроки, такие как Roxar, Pietro Fiorentini и Agar. Другие зарубежные компании, производящие метрологическое оборудование, также совершали попытки в создании подобных систем, но особенного успеха не имели. Отечественные производители в последнее время также разрабатывают многофазные расходомеры, однако на рынок пока ни одно изделие выведено не было.

Корпорация Уралтехнострой с 2018 года ведет разработку собственного многофазного расходомера Урал-МР [2], основанного принципе работы, отличающемся от общепринятого в среде конкурентов [3]. В нем рентгенографические изображения многофазного потока, движущегося по трубе, получаемые 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. Определение же состава флюида происходит за счет анализа затухания рентгеновского излучения по всему сечению трубы вместо использования точечного значения затухания рентгеновского излучения, или использования электромагнитных, СВЧ или других типов датчиков.

За последние два года Урал-МР претерпел несколько модификаций от экспериментального образца до серийного изделия. На рисунке 1 показан первый экспериментальный образец расходомера. Образец был оснащен полнофункциональной система детектирования, которая затем практически в неизменном виде была перенесена в предсерийное и серийное исполнение. Система детектирования включает в себя сборку из рентгеновских матриц и рентгеновский спектрометр. В качестве источника рентгеновского излучения был использован рентгеновский аппарат Siemens S5 в моноблочном исполнении. Рентгеновская защита полностью закрывает сборку с композитной рентгенопрозрачной трубой, расположенную в пространстве между детекторным и рентгеновским взрывозащищенными боксами. На этом образце была отработана методика работы и проведены первые испытания расходомера на государственном эталоне единицы массового расхода газожидкостных смесей ГЭТ 195-2011.

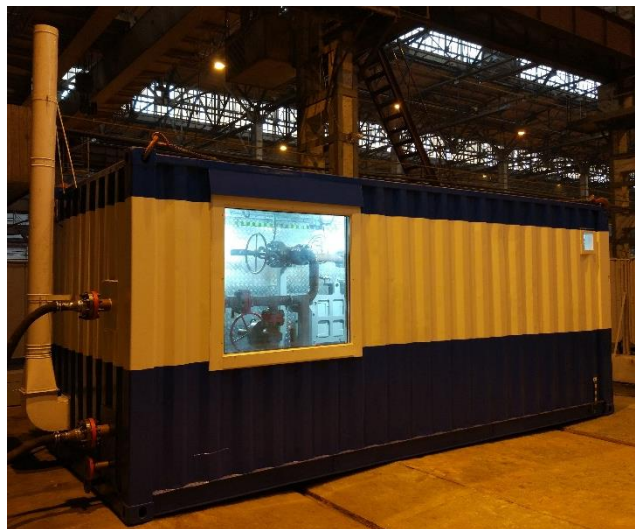


Рис. 1. Внешний вид многофазного расходомера Урал-МР в составе замерной установки на одно подключение (экспериментальный образец).

После апробации методики измерения была начата работа над предсерийной модификацией Урал-МР. В этом исполнении взрывозащищенные боксы были выполнены в большем габарите для упрощения модифицирования внутренней компоновки и удобства доступа к электронике. Рентгеновская защита между боксами перепроектирована и значительно уменьшена, что позволило получить доступ к содержимому боксов без демонтажа защиты. В качестве источника рентгеновского излучения были использованы рентгеновские аппараты фирмы «Икс-Про», а также аппарат фирмы Spellman с вынесенной керамической рентгеновской трубкой Comet. Расходомер был смонтирован в мобильную замерную установку на базе КАМАЗа для возможности проведения испытаний на труднодоступных месторождениях. Установка включает в себя внутреннюю трубную обвязку с байпасом, ручным пробоотборником, системой быстрой загрузки калибровочных жидкостей и дренажа (рис. 2).

В декабре 2020 года и в апреле-мае 2021 года мобильная замерная на базе предсерийного расходомера проходила опытно-промышленные испытания (ОПИ) на Пальяновском месторождении ООО «Газпромнефть-Хантос» в ХМАО и на трех месторождениях компании ООО «Сладковско-Заречное» в Оренбургской области. По результатам первых ОПИ и испытаний на эталоне ГЭТ 195-2011, расходомер Урал-МР признан соответствующим ПНСТ 360-2019 и был внесен в федеральный реестр средств измерений под номером 83269-21 [4].

На испытаниях в ООО «Сладковско-Заречное» сличение Урал-МР проводилось с мобильной замерной установкой Schlumberger Vx. Обе замерные установки подключались к фонтанной арматуре скважин по последовательной схеме. Результаты сличения показали, что показания установок коррелируют между собой в пределах погрешностей для всех скважин, входящих в рабочий диапазон измерений Урал-МР.



Рис. 2. Внешний вид многофазного расходомера Урал-МР в составе мобильной замерной установки (предсерийный образец).

На испытаниях в ООО «Сладковско-Заречное» сличение Урал-МР проводилось с мобильной замерной установкой Schlumberger Vx. Обе замерные установки подключались к фонтанной арматуре скважин по последовательной схеме. Результаты сличения показали, что показания установок коррелируют между собой в пределах погрешностей для всех скважин, входящих в рабочий диапазон измерений Урал-МР.

В начале 2021 года началась разработка серийного исполнения расходомера (рис. 3). Для повышения компактности установки внутреннее оборудование боксов было скомпоновано в быстромонтируемые модули, что позволит сократить время, требуемое на обслуживание расходомера при сервисном обслуживании. Внутри детекторного блока был встроен вычислитель с дисплеем, позволяющий управлять расходомером без организации удаленного рабочего места оператора.

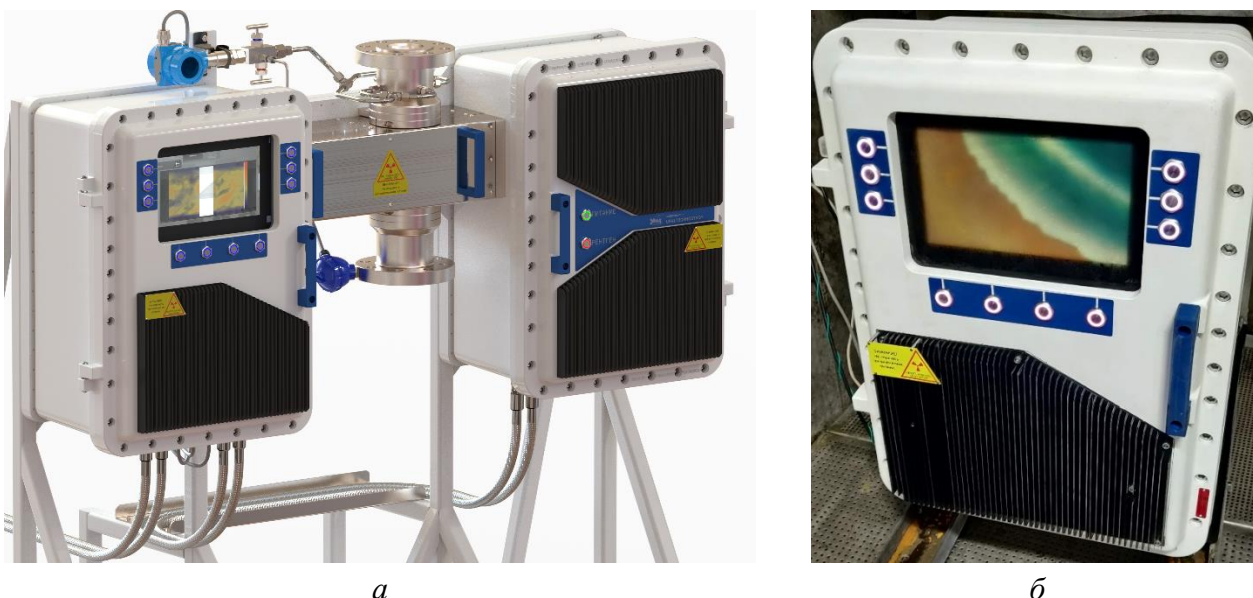


Рис. 3. Внешний вид многофазного расходомера Урал-МР в серийном исполнении (а) и блок детектирования во время климатических испытаний (б).

Все рентгеновские источники, использованные в расходомере (рис. 4), имели схожие заявленные характеристики по мощности и напряжению, однако, так как конструктивное исполнение излучателя радикально отличалось, это в значительной мере повлияло на

генерируемый спектр рентгеновского излучения (рис. 5). Наиболее важным моментом является наличие в спектре низкоэнергетичных фотонов, которые используются в алгоритме определения обводненности жидкости: чем больше фотонов, тем больше статистики и меньше погрешность алгоритма. Как видно, наилучшим спектром обладает источник с трубкой Comet по причине отсутствия на пути излучения стекла трубки, диэлектрического масла или алюминиевых фильтров. Вторым по количеству низкоэнергетических фотонов является аппарат РАП100, который был выбран для установки в серийное изделие, снижение интенсивности в низкоэнергетичной части спектра которого обусловлено наличием масла и стекла в моноблоке источника.

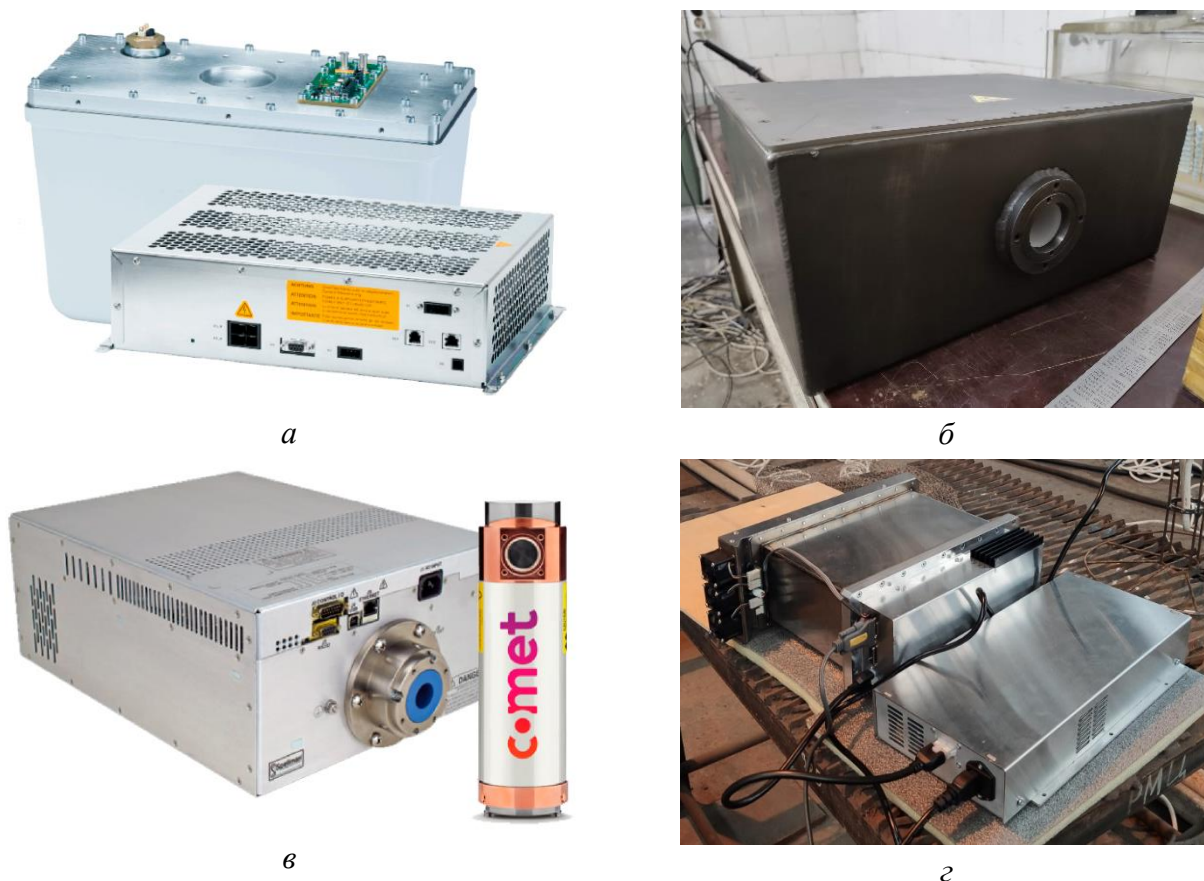


Рис. 4. Рентгеновские источники, использованные в Урал-МР:Siemens S5 (а), Икс-Про РАП-80/4ПК (б), Spellman DXM100+Comet MXR100 (в), ЭЛТЕХ-Мед РАП100(г).

До конца 2021 года первая серия из четырех расходомеров будет выпущена и готова к поставке потенциальным заказчикам. До 2024 года планируется усовершенствовать конструкцию для работы на газоконденсатных месторождениях: разработать газоконденсатный пробоотборник и изменить конструкцию композитной трубы для давлений свыше 25 МПа. В долгосрочной перспективе планируется дополнить Урал-МР возможностью определения механических примесей и компонентного состава нефти и воды.

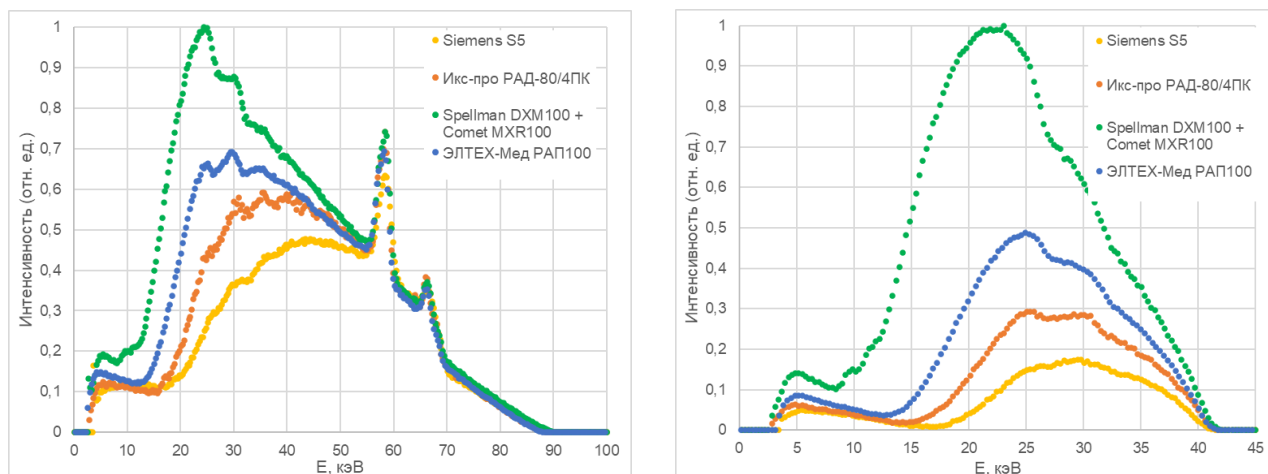


Рис. 5. Спектры рентгеновского излучения для различных используемых источников.

Литература.

1. Байков Н.М., Колесников Б.В., Челпанов П.И. Сбор, транспорт и подготовка нефти. М.: Недра, 1975. 317 с.
2. Aminov O. A., Bondarenko T.V., Polikhov S. A., et al. Multiphase flowmeter “Ural-MR”. AIP Conference Proceedings 2356, 020001 (2021).
3. Prateek Grover, Yuvraj Singh Malhi and R. N. Ponnalagu A Comparative Study on Industrial Multiphase Flow Measurement Techniques // Proceedings of the 8th International and 47th National Conference on Fluid Mechanics and Fluid Power (FMFP), December 09-11, 2020, IIT Guwahati, Guwahati-781039, Assam, India.
4. Федеральный информационный фонд по обеспечению единства измерений: сайт. URL: <https://fgis.gost.ru/fundmetrology/registry/4/items/1393353>.

НАСТОЛЬНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ ДИФРАКТОМЕТР «КОЛИБРИ» – НОВАЯ РАЗРАБОТКА АО «ИЦ «БУРЕВЕСТИК»

Курсков А.В., Иванова Т.И., Маслов В.Н., Кудашев К.А., Гулев И.Г., Дмитриев Д.А.
(АО «ИЦ «Буревестник»)

В данный момент запускается в серийное производство многофункциональный настольный рентгеновский дифрактометр «Колибри» (рис. 1). «Колибри» – это новое современное решение АО «Инновационный центр «Буревестник» для научно-образовательного и промышленного применения. Аппарат предназначен для анализа фазового состава и структурного состояния поликристаллических объектов различного происхождения.

Отличительными особенностями аппарата являются:

- вертикальный θ – θ гониометр оригинальной конструкции с горизонтальным положением образца (рис. 2);
- встроенная система охлаждения;
- полностью заводская настройка;

- дисплей с сенсорным экраном 15", который располагается на передней панели аппарата и обеспечивает управление аппаратом и вывод всей информации, необходимой для комфортной работы;
- держатель с контролируемым поворотом образца в своей плоскости;
- возможность использования широкого набора опций: линейного стрипового позиционно-чувствительного детектора, графитового монохроматора на дифрагированном пучке, автосменщика образцов, высокотемпературной камеры, двуосной приставки с независимыми поворотом и наклоном образца.

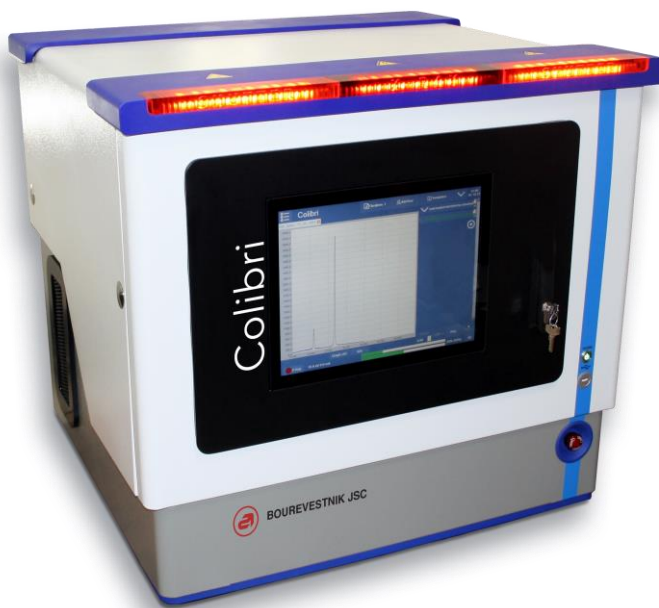


Рис. 1. Настольный дифрактометр «Колибри».

Аппарат укомплектован высоковольтным источником питания мощностью 600 Вт и малогабаритной рентгеновской трубкой с размером линейного фокуса 0.4x8.0 мм. Радиус гониометра 150 мм позволяет получать хорошее угловое разрешение дифрактограмм при дискретном или непрерывном сканировании в области углов 2θ от -5 до 160 град. с минимальным шагом 0.005 град., а конструкция гониометра и рентгенооптической системы обеспечивает точность определения угловых положений дифракционных максимумов не хуже 0.02 град.

Основным назначением настольного дифрактометра является фазовый анализ порошковых образцов. Благодаря своим конструктивным особенностям и при комплектации аппарата дополнительными опциями, дифрактометр «Колибри» позволяет также проводить рефлектометрические исследования тонких плёнок, анализ остаточных напряжений, измерение текстур в металлах и ориентации монокристаллов.

Управляющее программное обеспечение, разработанное для дифрактометра «Колибри», обеспечивает:

- разграничение доступа к различным функциям для различных пользователей;
- установку высоковольтного режима и запуск эксперимента в одно касание;
- удаленное подключение и управление экспериментом;
- автоматическую обработку рентгенограммы после ее измерения.

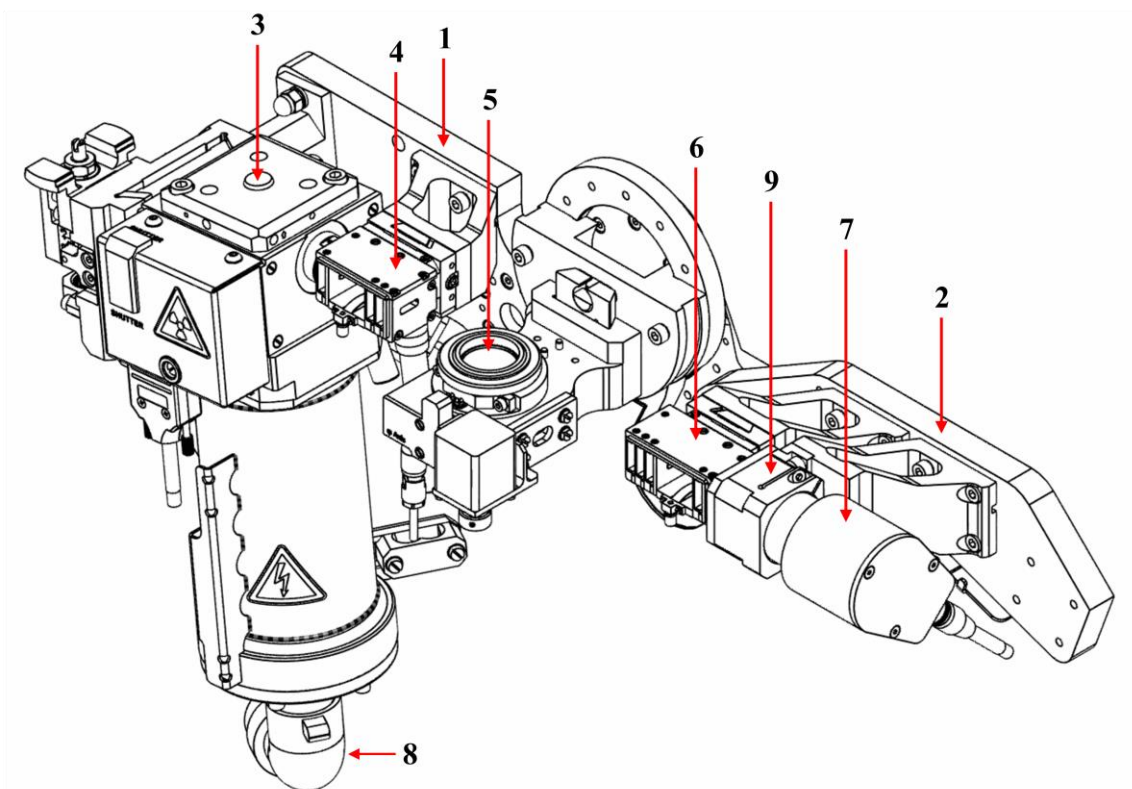


Рис. 2. Вертикальный гониометр настольного дифрактометра Колибри:

- 1 – кронштейн рентгеновской трубки; 2 – кронштейн блока детектирования;
- 3 – кожух рентгеновской трубки с установленной РТ;
- 4 – щелевое устройство на первичном пучке; 5 – держатель образца;
- 6 – щелевое устройство на дифрагированном пучке;
- 7 – сцинтилляционный точечный блок детектирования; 8 – высоковольтный кабель;
- 9 – держатель блока детектирования.

Встроенный экран обеспечивает визуализацию измеряемого спектра, а также позволяет проводить обработку и анализ порошковых данных при помощи нового программного комплекса «Кристаллография и дифракционный анализ» (КДА) (рис. 3), который включает следующие модули:

- операции с измеренными данными и их сравнение;
- обработка дифрактограмм (аппроксимация инструментального и физического фона, поиск пиков, разделение дуплетов, расчет интенсивностей);
- расчет степени кристалличности (содержание аморфной фазы);
- качественный и количественный фазовый анализ по базе COD;
- уточнение параметров элементарной ячейки;
- расчет теоретической дифрактограммы;
- уточнение структуры и количественный анализ полнопрофильным методом Ритвельда;
- расчет размеров кристаллитов и микродеформаций решетки.

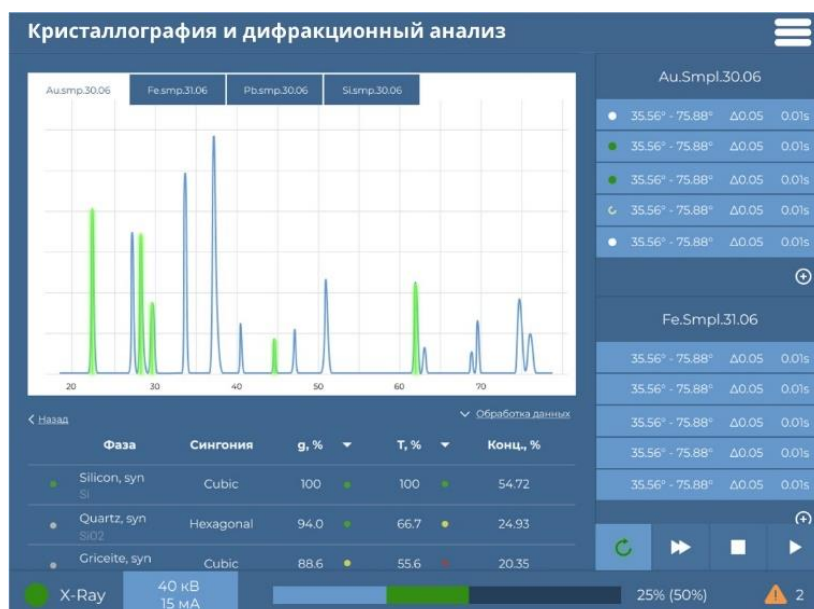


Рис. 3. Интерфейс аналитического программного комплекса КДА.

АЛГОРИТМ СШИВКИ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Tumov M.M. (Unicore Solutions)

Увеличение поля зрения рентгеновского детектора в расходящемся пучке полезно для изучения крупных объектов, съемке при большом увеличении, построения навигационных карт и пр. Для достижения такого эффекта можно применить технику перемещения детектора в расходящемся пучке с фиксацией массива $M \times N$ рентгеновских снимков.

Для бесшовного объединения всех фрагментов в одно большое изображение (сшивку) могут использоваться различные подходы. Ручная сшивка обеспечивает хорошие результаты, однако является трудозатратной. Существующие алгоритмы автоматической сшивки часто не учитывают особенности съемки рентгеновских изображений и информацию о положении каждого кадра, что приводит к низкому качеству и высокому проценту ошибок позиционирования отдельных кадров.

Указанные выше недостатки не позволяют использовать существующие методы сшивки в автоматизированном решении. Поэтому, при создании ПО proDIS (prodis-tech.ru/prodis-software/) для инспекции печатных плат Продис.Электро (prodis-tech.ru/prodis-elektro/) было принято решение разработать собственный алгоритм со следующими требованиями:

- учет геометрии сканирования с заданными допусками точности;
- корректное сопоставление фрагментов в сложных случаях (пустоты, длинные объекты без характерных точек и пр.);
- отсутствие швов на стыках фрагментов;
- коррекция перепадов яркости между фрагментами;
- высокая скорость работы;
- поддержка процессора Эльбрус.

На рисунке 1 приведен пример границ фрагментов, на которых хорошо видны исходные нестыковки и перепады яркости. После применения автоматической процедуры сшивки все эти недостатки были успешно устранены. На рисунке 2 приведен результат итоговой сшивки 6×3.

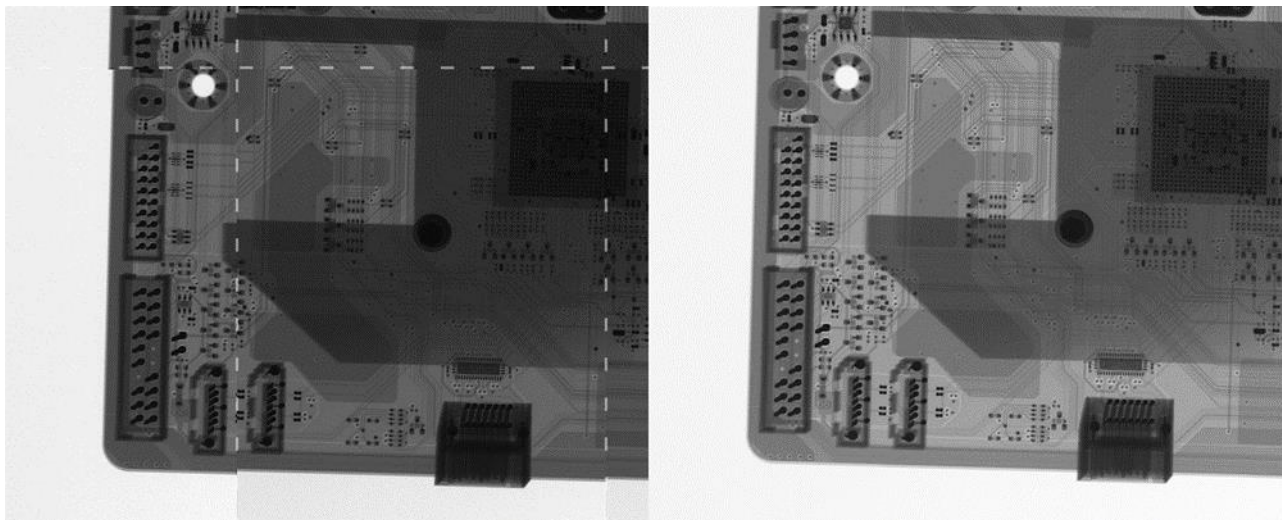


Рис. 1. Несовмещенные и совмещенные фрагменты сшивки.

В процессе съемки фрагменты должны иметь необходимое перекрытие, по которому и производится совмещение. Для этого могут выбираться различные методы, в зависимости от характера изображений. Например, совмещения по ключевым точкам, сопоставление шаблонов (template matching) и др.

Методы, основанные на работе с ключевыми точками, минимизируют количество информации для дальнейшей обработки и могут быть эффективно использованы для расчета оптимального положения всех фрагментов одновременно. Они применяются для склейки фотографий, однако показывают неудовлетворительное качество при работе с рентгеновскими снимками печатных плат, вследствие большого количества однотипных объектов (ножки, детали, проводники). Кроме того, для качественного совмещения печатных плат важна попиксельная точность совмещения из-за обилия мелких деталей, в отличие, скажем, от дерева или автомобиля на фотографии.

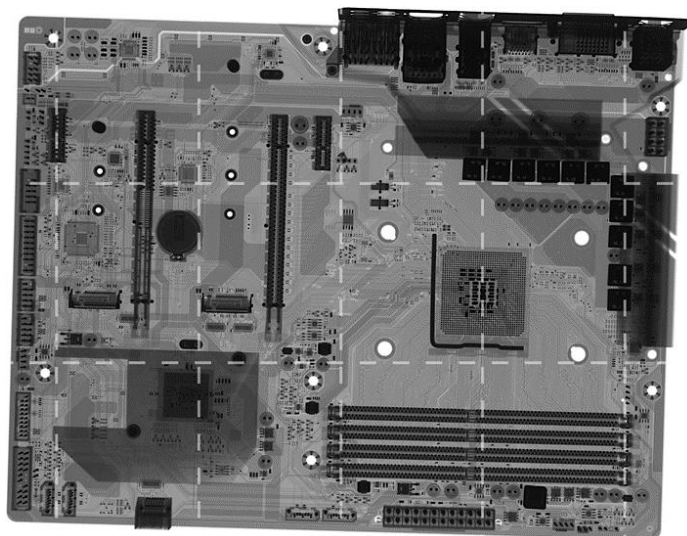


Рис. 2. Итоговая сшивка 6×3.

По этой причине было принято решение использовать различные вариации сопоставления шаблонов (template matching) для идеального совмещения краев, учитывая заданные допуски к точности позиционирования. Для близких изображений, как в рассматриваемом случае, в качестве критерия лучше использовать минимизацию среднеквадратичного отклонения, а не различные варианты корреляции.

При таком подходе необходимо выработать стратегию порядка сшивки. Обычно для этого используют последовательное совмещение, либо совмещение змейкой (рис. 3). Эти методы очень просты в реализации, однако имеют постоянно накапливающуюся ошибку от начала к концу процесса. Наихудший вариант, когда первые несколько кадров не имеют характерного совмещения, скажем пустые, что очень часто происходит при съемке небольших объектов, размещенных по центру стола.

В первом варианте реализации был использован подход, при котором сначала сшивался центральный крест изображения по одной стороне для каждой пары фрагментов. Затем в получившуюся структуры вшивались оставшиеся фрагменты расширяющимся ромбом. На рисунке 3 цифрами указан порядок, а стрелками – направления совмещения.

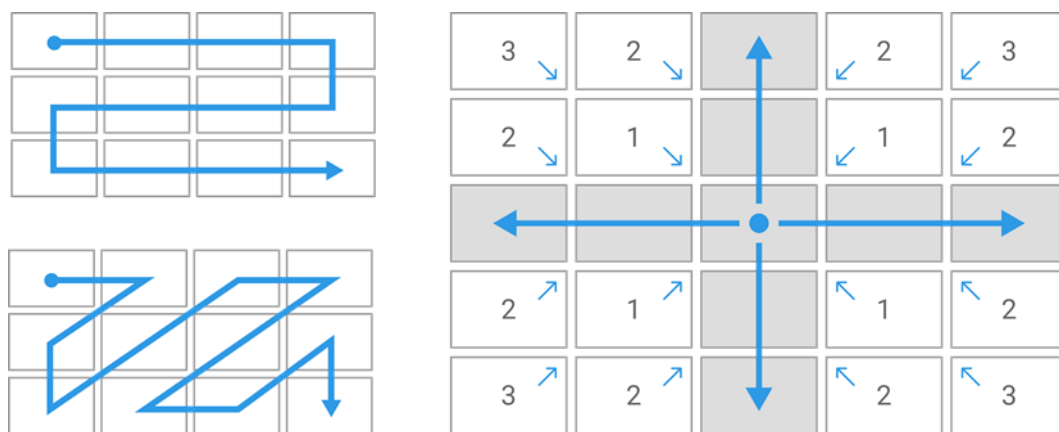


Рис. 3. Порядок сшивки: последовательно, змейкой, крест.

Данный метод эксплуатировался в течение года и хорошо показал себя, когда снимается единый объект, расположенный ближе к центру стола. Однако метод не подходит для работы с несколькими объектами, имеющими слабую связанность.

Для улучшения качества работы алгоритма метод сшивки крестом был переработан в поэтапную сшивку отдельных частей изображения в блоки. Последовательность работы:

1. Расположить все блоки по известной сетке, каждый независимо (принадлежит своей группе).
2. Для всех групп соприкасающихся блоков выбрать ту пару, которая имеет границу контакта с наиболее яркой точкой совпадения в рамках заданного допуска.
3. Совместить выбранные группы блоков и объединить их в один.
4. Минимизировать общие перемещения получившегося блока.
5. Продолжать с шага 2.

Пример последовательности сшивки блоками приведен на рисунке 4, где разные цвета обозначают разные блоки. Сначала собирается синий блок, затем становится выгоднее начать собирать еще один — зеленый, затем они объединяются и присоединяют оставшиеся.

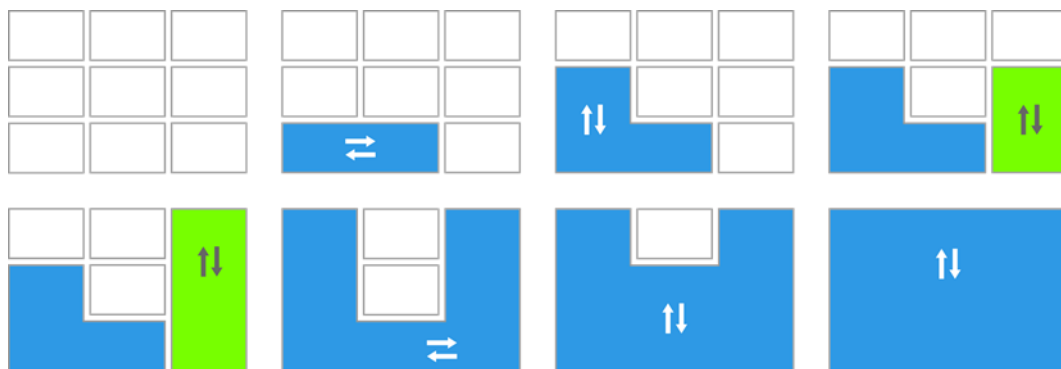


Рис. 4. Пример последовательности сшивки блоками.

Алгоритм показал хорошие результаты во многих практических случаях. Однако стало очевидно, что невозможно создать алгоритм пофрагментной сшивки, одинаково хорошо работающий во всех случаях. Типичный пример приведен на рисунке 5, *а*. Сложность заключается в том, что горизонтальные и вертикальные балки имеют только одно направление точного совмещения поперек, а по вдоль могут быть совмещены относительно произвольно, что приводит к накоплению ошибки. В итоге последние блоки уже невозможно вклеить правильно.

При любом порядке обхода может появиться ситуация, когда требуется пересмотр ранее совмещенных фрагментов. Для этих целей хорошо подходят оптимизационные алгоритмы, когда одновременно подбирается положение всех блоков для достижения наилучшего результата. При этом, начальным приближением для оптимизации служат смещения, полученные вышеописанным алгоритмом. Почему нельзя воспользоваться просто оптимизацией, без предварительной пофрагментной сшивки? Данная оптимизационная задача, в зависимости от исходных данных, может иметь множество локальных минимумов, препятствующим нахождению оптимального решения.

По этой же причине в качестве последнего оптимизационного шага был применен алгоритм роя частиц (particle swarm), а не более привычный алгоритм Левенберга-Марквардта, поскольку он гораздо лучше справляется с локальными минимумами. Результат представлен на рисунке 5, *б*.

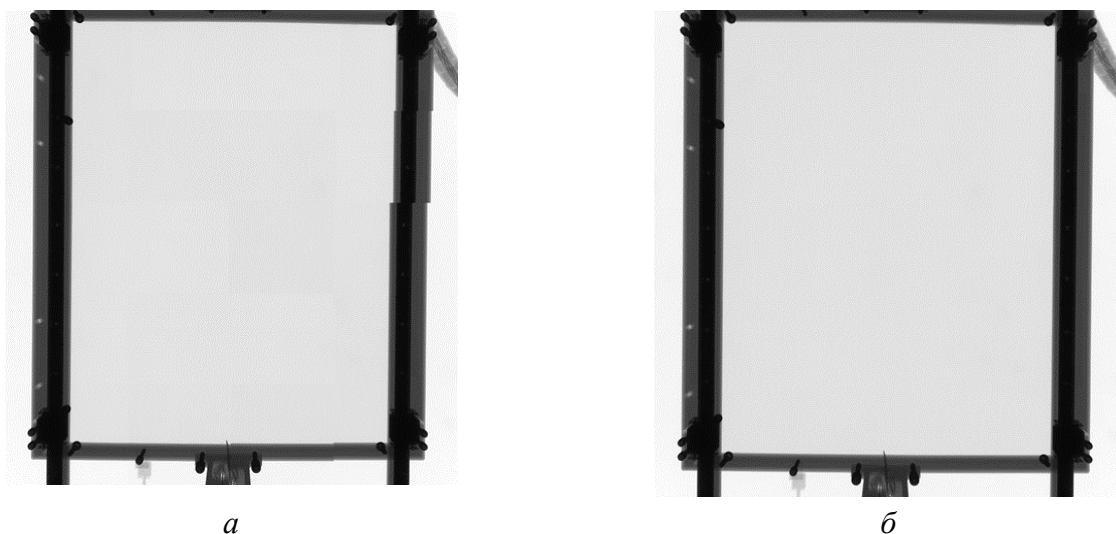


Рис. 5. Сложные для сшивки объекты: неудовлетворительный результат пофрагментной сшивки блоками (*а*) и корректный результат после оптимизационного улучшения (*б*).

После того, как найдены оптимальные положения фрагментов, для областей перекрытия производится корректировка перепадов яркости для улучшения визуального качества. Так же объекты могут иметь мелкие детали, скажем проводники печатных плат, и совпадения никогда не бывают абсолютно идеальными, например, из-за незначительных искажений геометрии. Для устранения незначительных нестыковок применяется плавный переход между фрагментами в небольшом интервале вблизи стыка.

Для системы Продис.Электро была реализована версия описанного выше алгоритма, которая на данный момент успешно справляется со всеми входными данными. По грубой оценке, можно сказать, что даже в сложных случаях алгоритм сшивки блоками успешно обрабатывает ~80 % случаев. В остальных ему помогает оптимизатор. Алгоритм имеет высокую скорость работы – сшивка изображения 8986×9256 точек (16 бит) из 5×4 фрагментов выходным объемом 250 Мб занимает менее одной секунды на ПК с процессором Intel Core i7-9570H, 2.6 ГГц.

Как и все остальное ПО proDIS, данный алгоритм так же используется в версии для платформы Эльбрус и работает без нареканий.

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕПЛОВЫХ ПРОЦЕССОВ В АНОДЕ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ ПРОСТРЕЛЬНОГО ТИПА

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

Микрофокусные рентгеновские трубки нашли широкое применение в проекционной рентгенографии объектов электроники и медицины. Повышение качества получаемых рентгенограмм может быть достигнуто за счет уменьшения размеров фокусного пятна и увеличения мощности рентгеновского излучения, что неизбежно влечет за собой рост удельной тепловой мощности на поверхности мишени в локальной области воздействия электронного пучка. Тепловые режимы анодов современных промышленно выпускаемых рентгеновских трубок характеризуются экстремально высокими температурами, близкими к температурам плавления материала мишени. В связи с этим не теряет своей актуальности задача исследования теплового воздействия электронного пучка на материал прострельной мишени и изучения физических ограничений величины максимальной мощности микрофокусных рентгеновских трубок.

Экспериментальное исследование тепловых режимов работы анода микрофокусных рентгеновских трубок прострельного типа является сложной технической задачей, поскольку предполагает возможность контроля значений температуры в критически важных точках анодного узла: на поверхности мишени, в центре фокусного пятна, а также на границе мишень-подложка при заданной величине мощности и диаметре фокусного пятна, падающего на мишень электронного пучка. В тоже время применение современных программных комплексов, предназначенных для численного моделирования задач математической физики, позволяет получить вполне приемлемые по точности результаты при условии построения адекватной математической модели эксперимента. В рамках данной работы построение математической модели будем осуществлять в среде численного

моделирования COMSOL Multiphysics 5.4, которая позволяет моделировать процессы теплопередачи в твердых телах в условиях сопряженного теплообмена.

Рассмотрим модель анода микрофокусной рентгеновской трубки, которая включает в себя мишень, подложку и тело анода (рис. 1). За основу представленной модели взята конструкция анода микрофокусной рентгеновской трубки БС-16. Основными материалами конструкции служат: W-вольфрам (мишень), Be-бериллий (подложка), Cu-медь (тело анода).

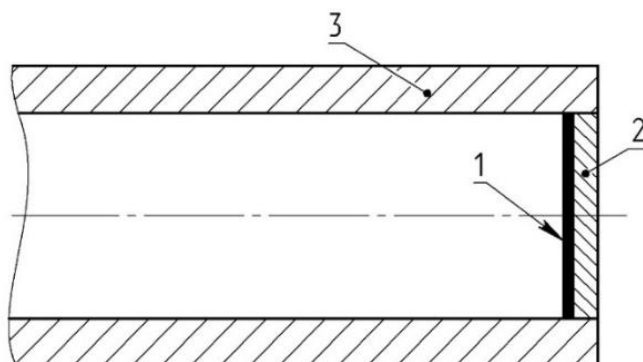


Рис. 1. Модель анода микрофокусной рентгеновской трубки проточного типа:

1 – мишень (W), 2 – подложка (Be), 3 – тело анода (Cu).

Физическая сущность процессов разогрева анода и рассеивания тепловой мощности в окружающую среду представляется следующим образом. Высокоэнергетический пучок электронов, сфокусированный до некоторого значения диаметра фокусного пятна d_e , попадает на мишень. За счет приобретенной кинетической энергии электроны способны проникнуть вглубь материала мишени, где, двигаясь хаотично до полного торможения, в результате взаимодействия с атомами кристаллической решетки теряют кинетическую энергию, что вызывает эмиссию квантов тормозного рентгеновского излучения и выделение тепловой мощности Q . Конфигурацию области взаимодействия и функцию тепловых потерь энергии электронов в объеме мишени с достаточной точностью можно аппроксимировать усеченной сферой и законом Гауссова распределения, соответственно [1].

Вполне очевидно, что в области взаимодействия возникает внутренний тепловой источник Q_v , из которого, за счет теплопроводности λ материалов анода, происходит распространение теплового потока q к его внешней границы. На границе твердого тела за счет конвекции (естественной или вынужденной) и излучения тепловой поток передается в окружающую среду, где полностью рассеивается. В объеме твердого тела устанавливается температурное поле $T(x,y,z)$, которое характеризуется неким градиентом. В зависимости от плотности теплового потока и температуры поверхности анода будут преобладать разные механизмы теплопередачи. В частности, с внешней стороны поверхности анода, обращенной к атмосфере, процессы теплопередачи, обусловленные вынужденной конвекцией, будут преобладать над излучением. На поверхности анода обращенной к вакууму конвекция отсутствует и рассеивание тепла происходит только за счет излучения [2].

Интенсивность теплоотдачи излучением зависит от температуры и коэффициента излучения ε материала поверхности теплообмена. Интенсивность теплоотдачи конвекцией характеризуется коэффициентом теплоотдачи α , зависящим от многих факторов включая теплофизические свойства окружающей среды, геометрию поверхности и ее температуру. На рисунке 2 представлена модель процесса теплопередачи в проточном аноде.

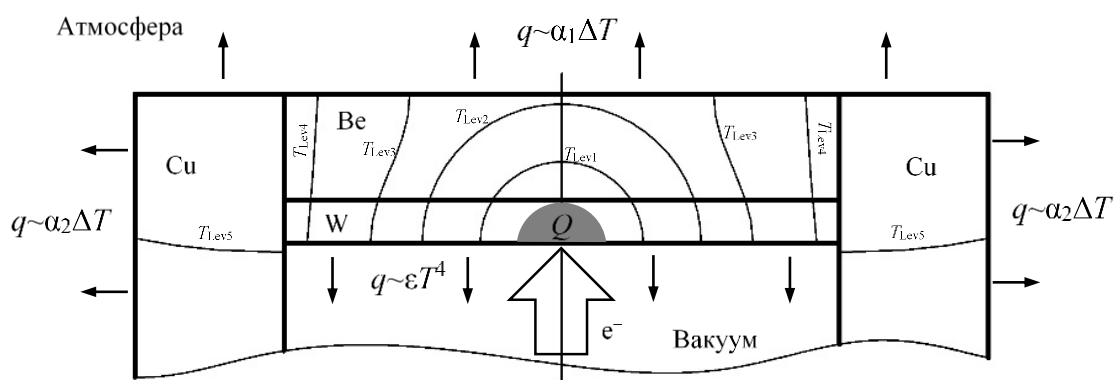


Рис. 2. Модель процесса теплопередачи в прострельном аноде в осесимметричной постановке задачи.

Зададим на первом этапе моделирования все параметры математической модели исходя из общих конструктивных и физических соображений. Толщина напыляемой W мишени h определяется исходя из заданного рабочего напряжения рентгеновской трубки и имеет оптимальное значение в отношении максимальной интенсивности излучения [3], которое соответствует глубине проникновения электронов в твердое тело по модели Косслетта-Томаса [1]. Так при напряжении 120 кВ толщина мишени должна составлять порядка 7 мкм. Толщина Be подложки H может принимать значения от 100 до 400 мкм при диаметре всей W-Be структуры 10 мм [4]. Тело анода при моделировании может быть представлено медной трубой, внутренний диаметр которой соответствует параметру D , а внешний выбирается произвольно в соответствии с ГОСТ. При $D = 10$ мм фиксируем внешний диаметр трубы, равный 14 мм. Длина трубы L определяет площадь зоны конвективного теплообмена с окружающей средой. В первом приближении выберем значение длины трубы, равное 50 мм. Условия теплообмена с внешней средой зададим коэффициентами теплоотдачи α_1 и α_2 со стороны выхода рентгеновского излучения и боковой поверхности Cu трубы соответственно. Также будем учитывать теплообмен излучением на внутренней поверхности мишени, обращенной к вакууму, и представим его зависимостью $\varepsilon(T)$ (в нашем случае для поверхности W). В соответствии с установленным стандартом на микрофокусные трубки диаметр фокусного пятна может принимать значения 1-100 мкм. С учетом заданных параметров математической модели выполним построение расчетной модели в среде COMSOL и получим зависимости величин температур в центре фокусного пятна, на границе мишень-подложка и средней температуры поверхности трубы от величины подводимой мощности P (рис. 3).

При моделировании значения параметров H , d_e и α_1 составляли соответственно 300 мкм, 50 мкм и 15 Вт/м²К. Все прочие параметры модели принимали значения по умолчанию. Анализ представленных зависимостей позволяет установить два предела максимальной мощности рассеиваемой анодом. Верхний предел мощности ограничивается температурой на границе мишени с подложкой (T_{W-Be}), а нижний предел – температурой внешней поверхности подложки (T_{Be}) или средней температурой поверхности тела анода (T_s). Верхний предел обусловлен достижением температуры T_{W-Be} значения, при котором материал подложки начнет плавиться ($T_{W-Be}^{max} = 1278^\circ\text{C}$). Нижний предел может быть выбран по температуре поверхностных окислительных процессов. Для Be после образования

устойчивой пленки BeO развитие окислительных процессов наблюдается при 800 °С, для Cu – при 200 °С и выше.

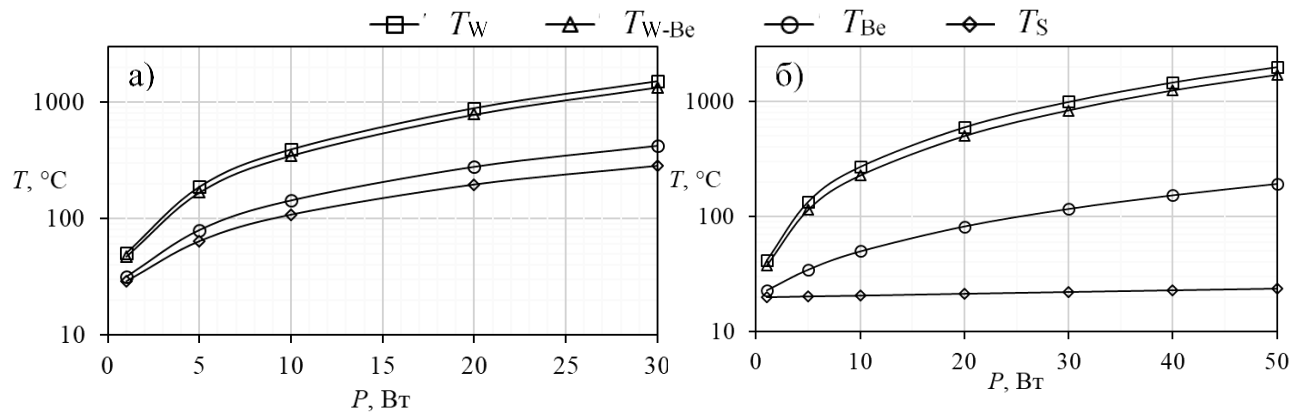


Рис. 3. Графики зависимости температуры от мощности в условиях естественной $\alpha_2 = 15 \text{ Вт/м}^2\text{К}$ (а) и вынужденной $\alpha_2 = 2000 \text{ Вт/м}^2\text{К}$ (б) конвекции: T_W – температура в центре фокусного пятна; $T_{W\text{-Be}}$ – температура на границе мишень-подложка; T_{Be} – температура на поверхности подложки; T_S – средняя температура поверхности теплообмена тела анода.

Проведем исследование теплового режима прострельного анода, обусловленного верхним пределом максимальной мощности. В реальной конструкции анода изменяемыми параметрами могут являться d_e и α_1, α_2 . Получим зависимости максимальной мощности P_{max} от d_e и α_2 . Полученные результаты представлены на рисунке 4.

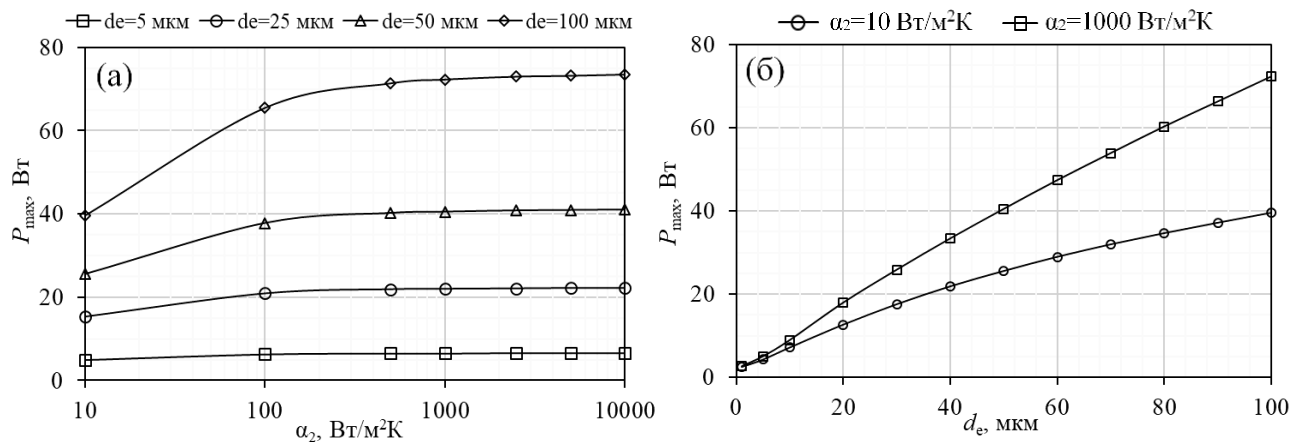


Рис. 4. Графики изменения P_{max} в зависимости от коэффициента α_2 на внешней поверхности тела анода при различных d_e (а), и от d_e при естественной ($\alpha_2 = 10 \text{ Вт/м}^2\text{К}$) и вынужденной ($\alpha_2 = 1000 \text{ Вт/м}^2\text{К}$) конвекции на поверхности тела анода (б).

Как видно из рисунка 4, при малых размерах фокусного пятна (1-10 мкм) условия теплоотдачи на внешней поверхности тела анода оказывают минимальное влияние на тепловой режим и величину P_{max} . Тепловой режим, в таком случае, зависит от теплопроводности материалов прострельного анода. В остальном диапазоне d_e (10-100 мкм) изменение условий конвективного теплообмена (α_2) может привести к росту P_{max} , причем чем больше d_e , тем сильнее происходит рост. Однако, постепенно рост P_{max} прекращается во всем диапазоне d_e . Данное обстоятельство связано с термическим сопротивлением материалов анода, которое будет ограничивать величину P_{max} по температуре $T_{W\text{-Be}}$, не зависимо от коэффициента теплоотдачи α_2 . Полагаем, что тепловой поток, распространяясь

от области тепловыделения во внешнюю среду, последовательно проходит два участка термических сопротивлений, обусловленных теплопроводностью материалов анода R_λ и коэффициентом теплоотдачи (α_2) на внешней поверхности Си трубы R_α , на которых возникают соответствующие падения разности температур. Поскольку $R_\alpha \sim 1/\alpha$ то можно сделать вывод о том, что при достижении $\alpha_2 \geq 1000$ Вт/м²К, в рассматриваемой конструкции анодного узла, величина R_α будет значительно меньше величины R_λ . В следствии этого, основное падение разности температур будет на сопротивлении R_λ , что и вызывает ограничение P_{max} по температуре T_{W-Be} . Также в ходе численного эксперимента установлено, что при малых d_e (1-10 мкм) верхний предел максимальной мощности ограничен температурой поверхности мишени T_W , при которой W в вакууме может начать разрушаться (1900-2100 °С).

На завершающем этапе исследований установим влияние геометрических параметров анода D , H и L на величину P_{max} . Установлено, что наибольшее влияние оказывает толщина подложки H . Изменение параметров D и L в пределах 5-10 мм и соответственно 20-100 мм не привело к существенным изменениям P_{max} , как при различных d_e , так и α_2 из всего диапазона допустимых значений. Исключением является случай малых значений α_2 (порядка 100 Вт/м²К). Увеличение L с 20 до 60 мм привод к росту P_{max} на 10 %. Полученная зависимость $P_{max}(H)$ представлена на рисунке 5.

Графики зависимостей наглядно показывают, что уменьшение толщины подложки до 100 мкм нецелесообразно, поскольку при $H = 500$ мкм прирост мощности может достигать 60 % (при $d_e = 100$ мкм), а общее снижение интенсивности излучения за счет коэффициента ослабления для Ве не превышает 5 % [3].

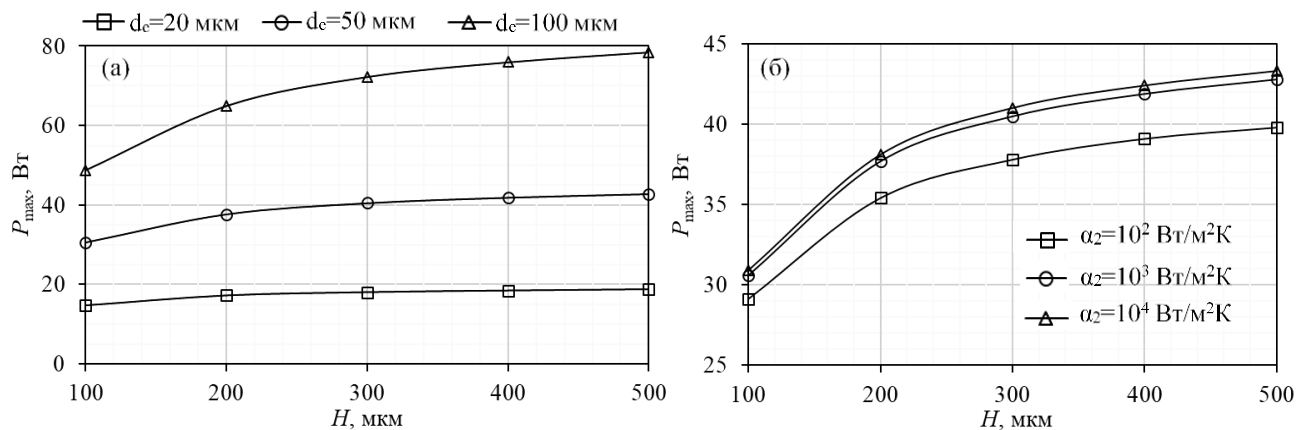


Рис. 5. Графики изменения P_{max} в зависимости от H при различных d_e (а) и α_2 (б).

Наблюдаемое снижение P_{max} вызвано изменением термического сопротивления Ве подложки. Полагая что тепловой поток в подложке движется в радиальном направлении, то в общем случае $R_\lambda \sim 1/(\lambda \cdot S)$, где S – площадь боковой поверхности подложки, которая напрямую зависит от H . Уменьшение H приводит к увеличению R_λ , что будет вызывать большее падение разности температур на подложке в радиальном направлении, при одном и том же значении подводимой мощности. Для восстановления допустимой разности температур необходимо снижать подводимую к мишени мощность, что и приводит к снижению величины P_{max} . Также стоит отметить, что при минимальном H температура поверхности подложки T_{Be} может достигать 500-600 °С.

В результате проведенного исследования получены зависимости, которые количественно показывают характер изменения максимальной рассеиваемой мощности в прострельном аноде. Для рассматриваемой конструкции анодного узла установлено, что в наибольшей степени на величину P_{max} влияют параметры d_e , α_2 и H , а главным фактором, ограничивающим мощность, является термическое сопротивление материалов анода. Для практической реализации, рекомендуемые значения α_2 для нормального режима конвективного теплообмена должны составлять 100-1000 Вт/м²К, а для толщины подложки H можно рекомендовать диапазон значений в пределах 300-500 мкм.

Литература.

1. Kozlov E.A., Trubitsyn A.A., Fefelov A.A., Grachev E.Yu. Model of Volumetric Heat Sources in Anode of Microfocus X-Ray Tube. // Eurasian Physical Technical Journal, 2021, vol. 18, № 3(37), pp. 88-92.
2. Улитенко А.И. Принципы построения индивидуальных систем охлаждения электронных приборов и устройств. Монография / А.И. Улитенко, В.С. Гуров, В.А. Пушкин. – Москва: Горячая линия - Телеком, 2012. – 286 с.
3. Ihsan A., Neo S.H., Cho S.O. Optimization of X-ray target parameters for a high-brightness microfocus X-ray tube. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms. – 2007, vol. 264, № 2, pp. 371-377.
4. Быстров Ю.А., Калиникос Е.Г., Куликов Н.А. Разработка технологии соединения бериллиевых окон в рентгеновских трубках прострельного типа. // Известия СПбГЭТУ ЛЭТИ, 2005, № 15, с. 10-13.

МОНОХРОМАТОР ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО СТЕНДА ДЛЯ ТЕСТИРОВАНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ ЧАСТИЦ И ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ

*Асадчиков В.Е., Дымишиц Ю.М., Роцин Б.С. (ФНИЦ Кристаллография и фотоника РАН),
Лапкин А.В., Рожков В.А., Черепанова Е.А., Шелков Г.А. (ОИЯИ ЛЯП)*

Полупроводниковые детекторы излучения, разрабатываемые для экспериментов в физике частиц, широко применяются и в других областях науки и техники. Гибридные пиксельные детекторы, впервые примененные для регистрации треков частиц на экспериментах в CERN, впоследствии хорошо зарекомендовали себя в задачах регистрации рентгеновских изображений. Благодаря малому размеру пикселя и режиму счета одиночных фотонов, реализованному в таких детекторах, они позволяют получать рентгеновские изображения с высоким пространственным разрешением при низком уровне шумов. Первый прототип гибридного пиксельного детектора на основе GaAs:Cr и микросхемы Medipix2 был создан в 2008 году по инициативе группы сотрудников Лаборатории ядерных проблем им. В.П. Дзелепова Объединенного института ядерных исследований (ЛЯП ОИЯИ) [1].

Гибридная технология производства пиксельных детекторов подразумевает соединение чувствительного полупроводникового слоя детектора с электроникой считывания пайкой методом перевернутого кристалла. Технология позволяет использовать

различные материалы чувствительных элементов (Si, GaAs, CdTe, CZT) в зависимости от области применения детектора: полупроводники, микроканальные пластины и даже газовые камеры. Современное поколение микросхем Medipix3 [2] представляет собой считывающую матрицу 256x256 квадратных пикселей размером 55 мкм и активной площадью 14.1x14.1 мм². Каждый пиксель матрицы имеет независимый канал электроники, состоящий из зарядово-чувствительного усилителя, формирователя, дискриминатора и счетчика. В зависимости от версии микросхемы считывания и режима работы, пиксель может предоставлять информацию о количестве гамма-квантов или временные характеристики сигнала, сформированного в канале пикселя в результате прохождения частицы. Предусмотрен режим работы, при котором измеряется длительность импульса напряжения, сформированного усилителем после прохождения частицы (Time-over-Threshold), пропорционального выделенной в сенсоре энергии. Для определения однозначного соответствия между этим значением и энергией зарегистрированной частицы используется методика, описанная в [3], которая позволяет получать спектры излучения для каждого пикселя детектора.

Для практического применения детекторов, кроме энергетической калибровки, важно определить оптимальные параметры их работы и характеристики: энергетическое разрешение, пространственное разрешение, соотношение сигнал-шум, долговременная стабильность, эффективность регистрации гамма-квантов. Одной из установок, созданных для решения этой задачи, является экспериментальный стенд «Калан», в качестве источника излучения использующий микрофокусную рентгеновскую трубку с вольфрамовым анодом, ускоряющим напряжением от 60 до 120 кВ и током от 100 до 350 мкА. Рентгеновский спектр вольфрама имеет широкую тормозную часть, по интенсивности превышающую характеристические линии. Для повышения достоверности определения эффективности регистрации квантов определённой энергии, была поставлена задача обеспечения монохроматизации используемого рентгеновского излучения.

Коллектив специального конструкторского бюро Института кристаллографии им. А.В. Шубникова ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН имеет богатый опыт в создании рентгеновского дифрактометрического оборудования. Модернизация экспериментального стенда включала следующие этапы:

- Замена рентгеновского источника на более мощный (ускоряющее напряжение до 180 кВ, ток до 700 мкА, производство ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»), включая изготовление новой конструкции крепежа источника к платформе.
- Изготовление двухщелевого коллиматора рентгеновского излучения.
- Создание устройства прецизионного вращения кристалла-монокроматора и детектора.
- Разработка программного обеспечения для управления устройством монокроматора.

Были рассчитаны угловые диапазоны для двух кристаллов: пиролитического графита и лейкосапфира. Оценочные значения степени монохроматичности ($\Delta\lambda/\lambda$) составили 10^{-2} для графита и 10^{-4} для лейкосапфира. Внешний вид устройства представлен на рисунке 1.

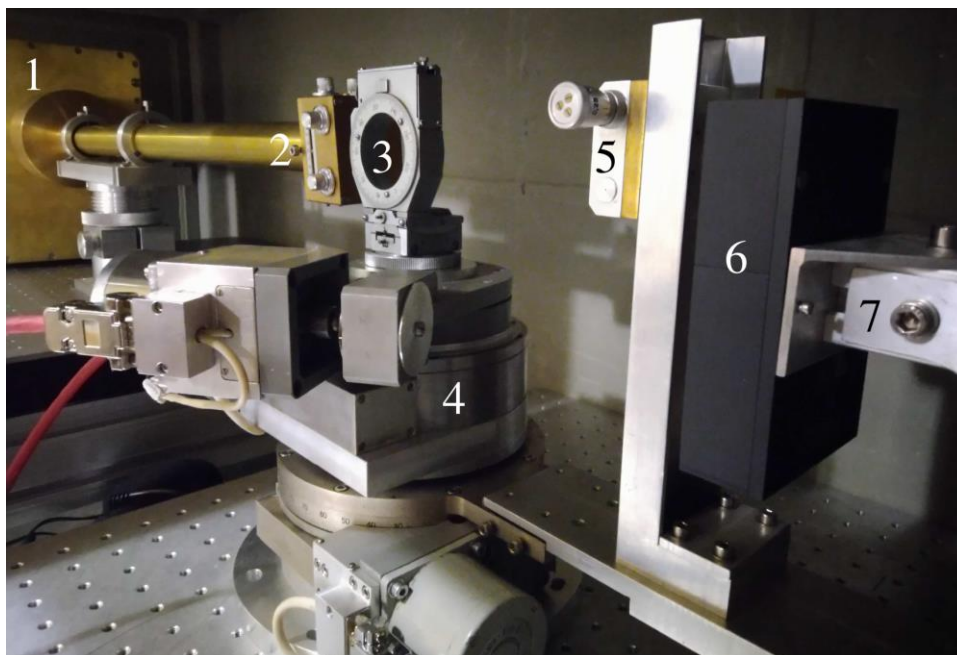


Рис. 1. Установка для тестирования рентгеновских детекторов: 1 – источник излучения; 2 – коллиматор; 3 – кристаллодержатель; 4 – гониометр с системой приводов; 5 – щель детектора; 6 – детектор; 7 – устройство перемещения детектора.

Программное обеспечение позволяет задавать нужное значение энергии или длины волны излучения, после чего, система поворачивает кристалл на угол Брэгга, а детектор на удвоенный угол. Из-за ограниченной ширины дифракционного отражения от кристалла, оценка эффективности счёта осуществляется путем сканирования детектором вдоль одной координаты.

Для сравнения, проверки и калибровки параметров на место детектора Timerix3 с сенсором из Si толщиной 500 мкм, устанавливался рентгеновский спектрометр X-123 SDD (производство Amptek, США), и при тех же угловых положениях были сняты спектры излучения. Результаты представлены на рисунке 2.

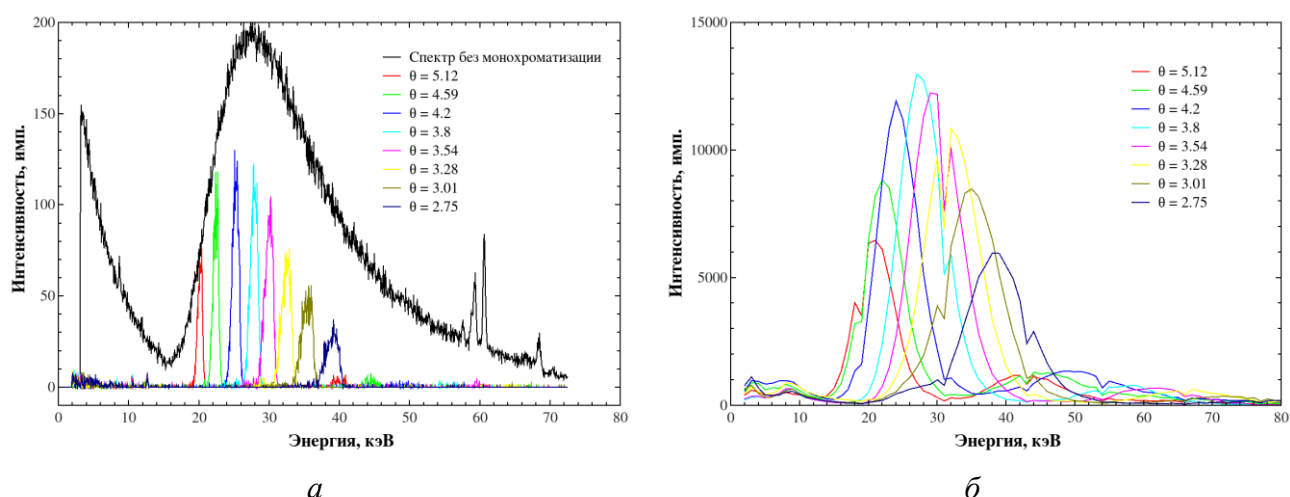


Рис. 2. Спектры излучения, отраженного от кристалла пиролитического графита под брэгговским углом θ , полученные с помощью рентгеновского спектрометра X-123 SDD (a) и детектора Timerix3 (б).

Из полученных спектров видно, что степень монохроматизации, обеспечиваемая однократным отражением от кристалла пиролитического графита, превышает энергетическое разрешение тестируемого полупроводникового детектора и может быть использована для улучшения энергетической калибровки детекторов Timerix. Высокая выходная интенсивность монохромного пучка позволяет повысить скорость проведения, как обобщённой, так и попиксельной калибровки детекторов с материалами сенсоров с низкой эффективностью регистрации. Монохроматические линии с энергиями в диапазоне 60–180 кэВ, увеличат диапазон калибровки, что позволит более точно регистрировать излучение с высокими энергиями.

В ходе проведенных работ была разработана высокоточная система получения монохроматического излучения, отработана методика позиционирования кристалла в начальном положении, разработана методика юстировки кристалла-монохроматора по характеристическим линиям установленного источника рентгеновского излучения.

Литература.

1. Tlustos L., Shelkov G., Tolbanov O. // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 2011, vol. 633, pp. S103–S107.
2. Ballabriga R., Campbell M., Llopart X. // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 2018, vol. 878, pp. 10–23.
3. Butler A., Butler P., Bell S., Chelkov G.A., Dedovich D.V., Demichev M.A., Zhemchugov A.S. // Physics of Particles and Nuclei Letters. 2015, vol. 12(1), pp. 59–73.

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ ОБРАБОТКИ И АНАЛИЗА ДАННЫХ, ПОЛУЧЕННЫХ С ГИБРИДНЫХ ПИКсельНЫХ ДЕТЕКТОРОВ СЕМЕЙСТВА MEDIPix

Лапкин А.В., Шелков Г.А., Рожков В.А., Черепанова Е.А. (ОИЯИ ЛЯП)

Детекторы семейства Medipix – это полупроводниковые гибридные пиксельные детекторы, разработанные коллаборацией Medipix. Они состоят из двух частей: сенсора и микросхемы считывания. Сенсор – чувствительный полупроводниковый материал, в котором при взаимодействии с заряженной частицей возникают свободные носители заряда. Детектирование фотонов происходит путем их поглощения и передачи их энергии электронам, которые переходят в зону проводимости и становятся свободными носителями заряда. К сенсору приложено электрическое поле, которое направляет носители заряда к контактными площадкам пикселей, через которые заряд направляется в микросхему. Каждый пиксель микросхемы представляет собой независимый канал считывания, который состоит из аналоговой и цифровой части. В аналоговой части сигнал с сенсора усиливается и сравнивается с порогом детектора. В цифровой части ведется подсчет числа сигналов выше порога [1, 2].

Ключевая особенность микросхем серии Medipix состоит в регистрации ионизирующего излучения с энергией выше заданного порога в каждом пикселе независимо. При оцифровке поступающего с сенсора сигнала происходит его сравнение с порогом. Если сигнал в пикселе меньше порога, то он отбрасывается. Если сигнал в пикселе больше порога, то соответствующий счетчик пикселя увеличивается на 1. Наличие порога позволяет регулировать диапазон энергии, к которым чувствителен детектор. В итоге, кадр детектора содержит изображение, характеризующее распределение излучения с энергией выше, чем энергия порога. Если сделать серию кадров с разными порогами, то можно проанализировать распределение интенсивности излучения по энергии, а также узнать энергетический спектр излучения в каждом пикселе [1, 2].

Детекторы серии Medipix поставляются с коммерческим программным (ПО) и аппаратным обеспечением (АО), позволяющим производить базовые измерения и настройки (АО: Fitpix, Minipix,... ПО: Pixet, Pixelman,...). Для проведения точных измерений детектор нуждается в эквализации и энергетической калибровке. Эквализация – это процедура выравнивания порогов отдельных пикселей между собой. Энергетическая калибровка – это процедура построения функции соответствия между значением порога детектора в единицах ЦАП и энергией порога. Результаты калибровки и эквализации могут сохраняться в конфигурационных файлах стандартного ПО.

Особенностью детектор Medipix3RX из серии Medipix является два счетчика в каждом пикселе. При чтении данные могут сниматься как с одного из двух счетчиков, так и с обоих сразу. Детектор Medipix 3RX имеет особый режим работы Charge Summing Mode (CSM). В данном режиме во время экспозиции заряд, собранный с четырех соседних пикселей, суммируется и в случае превышения порога, первый счетчик пикселя с наибольшим собранным зарядом увеличивается на 1. Канал данных нулевого счетчика используется для определения пикселя с наибольшим собранным зарядом. Данная функция используется для компенсации эффекта растекания заряда от одной частицы по нескольким пикселям. CSM качественно улучшает энергетическое разрешение детектора, что особенно важно при рентгеновской спектроскопии и мультэнергетической томографии [1-3].

Детектор Widepix состоит из 15 детекторов Medipix 3RX, расположенных в ряд [4]. Данные со всех детекторов Medipix 3RX считываются одновременно. Управление детектором Widepix осуществляется программой Pixet. Данная программа позволяет проводить чтение и сохранение данных, задавать значения порогов, проводить эквализацию. Функционал Pixet существенно расширяется благодаря встроенному интерпретатору Python. Однако, программа Pixet может работать с одним кадром детектора с определенным значением порога. Для работы с сериями кадров с различными значениями порогов (сканированиями по порогу) была написана ПО Widepix analyser 2.14r.

Программа написана на языке C++ с использованием библиотек Qt и CERN ROOT в среде разработки Qt Creator. Работоспособность программы тестировалась для операционной системе Ubuntu 18.04.6. Кроссплатформенность библиотеки Qt позволяет экспортировать программу на другие операционные системы. При необходимости программа может быть легко модернизирована для работы с любыми другими детекторами серии Medipix.

Основной функционал Widepix analyser 2.14r заключается в визуализации и анализе данных, полученных с детектора Widepix в результате сканирования по порогу.

Сканирование по порогу – это процедура снятия серии кадров с детектора при разных порогах. В результате обработки исходные данные не изменяются. Конечный результат обработки может быть сохранен в отдельных файлах.

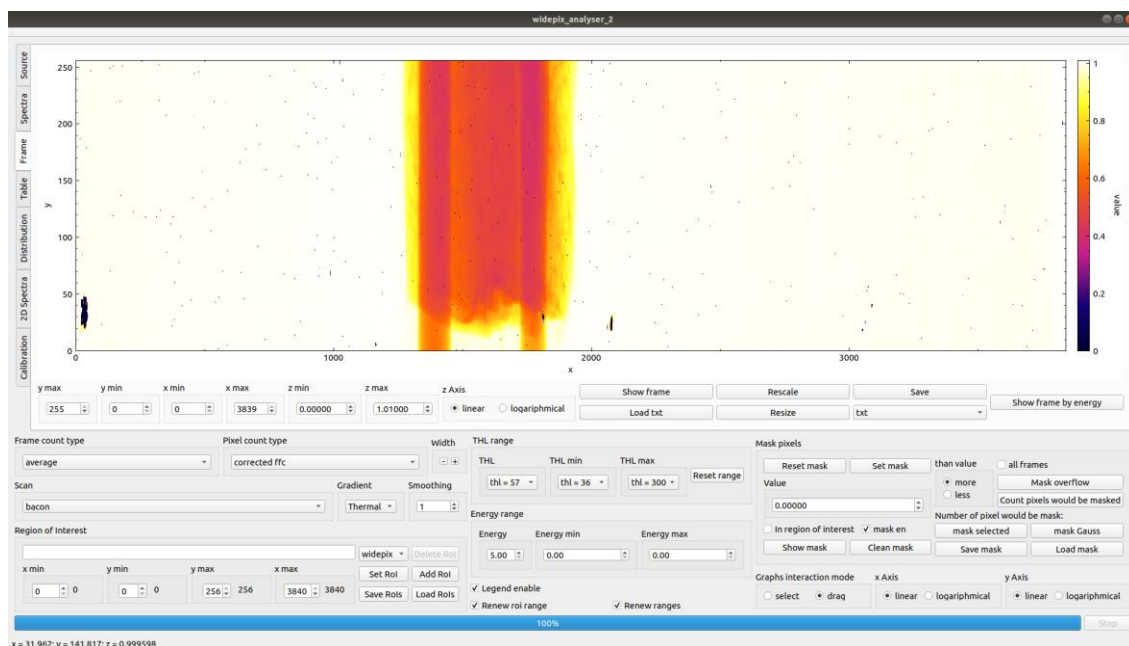


Рис. 1. Общий вид программы в режиме показа кадра.

На кадре рентгенограмма гетерогенного фантома.

Высокая скорость обработки достигается благодаря загрузке исходных данных в оперативную память, что обуславливает высокое потребление памяти. ПО позволяет производить анализ данных с учетом корректировки светлого и черного поля. Встроенные методы обработки данных позволяют получать интегральную и дифференциальную информацию по обоим счетчикам детектора. Программа обладает рядом основных функций: построение одномерных и двумерных спектров, показ кадра, построение распределений, расчет статистических величин и построение калибровки. Помимо основных функций, к дополнительному функционалу относится выбор области интереса (области детектора для анализа) и маскировка пикселей.

Построение спектров одна из основных функций программы. Под спектром подразумевается зависимость характеристической величины кадра от значения порога. Эта величина вычисляется в два этапа: сначала вычисляется характеристическое значение пикселя, после чего на основе полученных значений вычисляется характеристическое значение кадра детектора при данном пороге. Способы вычисления характеристических значений пикселя и кадра выбираются независимо. Характеристическим значением пикселя может быть, например, значение первого или нулевого счетчика, разница, дифференциальное значение счетчика 1, отношение между значением пикселя в данном сканировании и значением пикселя при том же пороге в сканировании светлого поля (коррекция светлого поля). Характеристическим значением кадра может быть, например, среднее значение пикселей, медианное значение пикселей, стандартное отклонение пикселей и так далее.

Программа может отображать кадры детектора при заданном пороге. Кадр – это двумерная гистограмма 256 на 3840 бинов ($3840 = 256 * 15$), в которой каждый бин

гистограммы равен характеристическому значению пикселя с теми же координатами при заданном пороге. Кадр представляет собой двумерную рентгенограмму. Значение бинов показывается с помощью цвета, градиент которого задается пользователем. Режим показа кадра продемонстрирован на рисунке 1.

Программа позволяет рассчитывать статистические величины для разных областей детектора и выводить их в виде таблицы. Расчет может производиться для всего детектора, для каждого из 15 детекторов Medipix 3RX, а также для всех заданных областей интереса. Все расчеты производятся для характеристических значений пикселей. Для каждой области рассчитываются: среднее, сумма, медиана, число нулей, число переполнений, число маскированных пикселей, стандартное отклонение, дисперсия, отношение сигнал-шум и тому подобное. Данные могут быть рассчитаны для кадра с указанным значением порога или сразу для указанного диапазона порогов.

Распределение – это гистограмма, в которой по оси x расположены возможные значения пикселей, а по оси y число пикселей с соответствующим значением. Под значением пикселя подразумевается его характеристическое значение. Диапазоны значений пикселей и число бинов гистограммы может задаваться. Диапазон гистограммы может рассчитываться программой от минимального значения пикселя до максимального. Распределение может быть построено по одному кадру или по нескольким кадрам.

Двумерные спектры – это двумерные гистограммы, в которых по оси x – представлены значения порогов, по оси y – характеристические значения пикселей. Значение бина – это число пикселей с соответствующим значением при соответствующем пороге. Двумерные спектры показывают зависимость распределения пикселей по значениям от порога. Диапазоны и число бинов по осям могут задаваться пользователем. Диапазоны гистограммы может рассчитываться программой от минимального значения пикселя до максимального.

В программы встроена функция калибровки. Для построения калибровки необходимо загрузить в программу набор сканирований, полученных при разных напряжениях на аноде рентгеновской трубки. На основе этих данных программа строит калибровочные кривые, то есть кривые зависимости энергии порога от его значения в единицах ЦАП детектора, для каждого детектора Medipix 3RX. Полученные данные могут использоваться для выравнивания детекторов Medipix 3RX между собой. После получения калибровки программа может строить спектры по энергиям. Полученная калибровка может сохраняться и загружаться в виде текстового ASCII файла.

Программа Widerpix analyser 2.14r. позволяет проводить анализ сканирований детектора Widerpix по порогу и сохранять результаты. Данная программа может применяться в спектрографических и рентгенографических исследованиях. Программа имеет большие возможности для модернизации. В частности, программа может быть легко изменена для работы с другими детекторами серии Medipix.

Литература.

1. Llopart X. Design and characterization of 64K pixels chips working in single photon processing mode: thesis ... doctor of technology: 2007 / Xavier Llopart Cudié; supervisors C. Frojdh, M. Campbell; Mid Sweden University – Sundsvall, 2007. 267 p.

2. R. Ballabriga, M. Campbell, X. Llopart. An introduction to the Medipix family ASICs; Radiation Measurements, vol. 136, 2020, art. 106271, - ISSN 1350-4487. doi:<https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2020.106271>.

3. The Medipix3RX: a high resolution, zero dead-time pixel detector readout chip allowing spectroscopic imaging / Ballabriga R., Alozy J., Blaj G. and all; Journal of Instrumentation, vol. 8, February 2013: IOP Publishing, 2013, art. C02016. doi:10.1088/1748-0221/8/02/c02016.

4. Widedix L2(1)x15 – MPX3 Datasheet – URL: <https://advacam.com/wp-content/uploads/2020/05/W2CMX3-Xxx19mmdd-WidePIX-L-21x15-MPX3-Datasheet-2019-08-02.pdf> (дата обращения: 13.10.2021).

ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА ДАННЫХ ПИКсельНОГО ДЕТЕКТОРА ТИМЕРИХ ДЛЯ ОДНОФОТОННОЙ ЭМИССИОННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ (ОФЭКТ)

Рожков В.А., Жемчужов А.С., Смолянский П.И. (ОИЯИ),

Лейва А. (ОИЯИ, Центр прикладных технологий и ядерного развития, г. Гавана, Куба)

В последние годы использование радиомаркеров нашло широкое применение в диагностической медицине и доклинических испытаниях лекарственных препаратов, где используется информация о динамике накопления меченых молекул. В таких молекулах некоторые стабильные атомы заменены эквивалентными по химическим свойствам радиоактивными. При связи таких молекул со специфическими белками становится возможно осуществить адресную доставку в любой орган. Для визуализации данных в зависимости от канала распада изотопа могут быть использованы различные системы – позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ) или ОФЭКТ. Наиболее распространёнными системами ОФЭКТ являются гамма-камеры. Однако низкое пространственное разрешение данных систем визуализации не подходит для доклинических исследований проводимых на лабораторных животных. Наиболее широко используемые в ОФЭКТ гамма-эмиттеры – I-125, Tc-99m, Ga-67, I-123 обладают энергиями излучения от 30 до 180 кэВ, что ограничивает возможность использования комптоновских камер. Для регистрации излучения в этом диапазоне энергий могут быть использованы системы с малым полем зрения. Они идеально подходят для доклинических исследований проводимых на лабораторных животных, в частности – мелких грызунах. Пространственное разрешение таких систем варьируется в диапазоне 0.2-2 мм и сильно зависит от выбора коллиматора. Основным используемым коллиматором является коллиматор типа «pin-hole» и его аналоги [1]. Использование мультипинхолевых коллиматоров позволяет достичь более высокой чувствительности при сохранении высокого пространственного разрешения.

В работе представлен сканер для визуализации гамма источников, построенный на базе детектора Тимерих с сенсором из CdTe, с использованием кодирующих апертур типа MURA в качестве коллиматора. Приводятся характеристики данной системы и подробно обсуждаются алгоритмы предварительной обработки полученных изображений.

Сканер с детектором Timerix и кодирующей апертурой

Для регистрации гамма-квантов в сканере используется гибридный пиксельный детектор на основе микросхемы считывания Timerix, с сенсором из CdTe толщиной 2 мм. В качестве коллиматора использована кодирующая апертура типа MURA 31 ранга. Детектор состоит из сенсора и микросхемы Timerix, в которой происходит усиление и оцифровка сигнала, для последующей передачи данных в компьютер [2]. Микросхемы Timerix разработаны коллаборацией Medipix в CERN. Детекторы Timerix помимо регистрации координат способны измерять энергию, выделенную в сенсоре в результате взаимодействия частицы. Площадь детектора составляет 14.08×14.08 мм, что существенно меньше по сравнению с другими гамма-камерами. Размер пикселя составляет 55×55 мкм, таким образом, каждый детектор содержит 256×256 пикселей. Микросхема Timerix может работать в нескольких режимах: режиме счета фотонов (Medipix), режиме счета времени (TOA) и режиме измерения энергии (TOT).

Длительность превышения сигналом порога пропорциональна выделившейся энергии. В данной работе применялся режим TOT. Для перевода значений длительности над порогом в энергию была использована процедура попиксельной энергетической калибровки [3]. Калибровка проводилась при напряжении на сенсоре -450 В и при установленном энергетическом пороге детектора 6 кэВ.

В качестве материала сенсора был выбран CdTe толщиной 2 мм, который по сравнению с Si и GaAs обладает более высоким коэффициентом поглощения фотонов в диапазоне от 30 до 180 кэВ. Основные преимущества и недостатки данного материала описаны в обзоре [4].

Работа системы для малого поля зрения обеспечивается коллиматором (маской) с кодирующей апертурой [5]. Применяемый коллиматор имеет прямоугольную рабочую область и при повороте на 90 градусов сменяет прозрачные элементы на непрозрачные и наоборот. Данная особенность позволяет повысить отношение сигнал/шум, что существенно улучшает качество восстановленного изображения [6]. Коллиматор толщиной 1 мм был выполнен из вольфрама, радиус отверстий – 340 мкм.

Детектор и кодирующая апертура были закреплены друг с другом дюралюминиевым креплением, позволяющим в небольших пределах изменять расстояние от детектора до кодирующей апертуры. Крепление включает в себя поворотную платформу, позволяющую быстро изменять положение маски.

Для демонстрации возможностей сканера в данной работе использованы фантомы, заполненные раствором Tc-99m. Фантомы были установлены на поворотный столик, что позволяло снимать кадры для любого углового положения фантома. Набор проекций для 120 углов дает возможность провести томографическую реконструкцию, анализ которой позволяет определить основные характеристики системы.

Предварительная обработка данных полученных с детектора Timerix

Съем данных с детектора Timerix осуществляется с помощью интерфейсного модуля FitPix [7]. Формат выходных данных представляет собой кадры, в каждом из которых записана информация о координатах сработавших пикселей и энерговыделении в единицах длительности над порогом. Имеющие общую границу сработавшие пиксели объединены в кластеры.

Поскольку каждое отверстие работает как пинхольный коллиматор, полученное изображение представляет собой суперпозицию тенеграмм и нуждается в декодировании. Сама процедура декодирования сводится к свёртке тенеграммы с декодирующей функцией [6]. Однако в связи с пиксельной структурой детектора и для устранения влияния эффекта размытия заряда, обусловленного большой толщиной сенсора из CdTe, данные нуждаются в предварительной обработке. Для этих целей было разработано программное обеспечение, обрабатывающее полученные данные для каждого кадра по следующему алгоритму:

- отбор событий по размеру кластера;
- энергетическая калибровка пикселей;
- отбор по энергии гамма-квантов;
- восстановление координаты взаимодействия гамма-кванта;
- декодирование тенеграммы.

Число пикселей в кластере для гамма-квантов с энергией до 140 кэВ обусловлено несколькими основными факторами: диффузией носителей заряда при их дрейфе через сенсор к пиксельным электродам, а также собственными флуоресцентными фотонами (свободный пробег флуоресцентного фотона в CdTe составляет 100 мкм [8], что для детектора Timerix составляет менее двух пикселей) и Комптон электронами. Кроме того, при большом времени экспозиции или большом потоке гамма-квантов становится вероятным наложение в одном кластере сигналов от нескольких гамма-квантов. Очевидно, на размер кластера будут влиять как напряжение смещения, приложенное к сенсору и определяющее время дрейфа неравновесных носителей заряда в нем, так и время экспозиции.

Выбор времени экспозиции является компромиссом между количеством наложений сигнала и мертвым временем детектора, связанным со считыванием одного кадра. Наложение событий искажает кластеризацию, из-за чего снижается качество восстановления конечных проекций. Однако уменьшение времени экспозиции, хотя и позволяет практически полностью избежать наложений, в то же время приводит к росту мертвого времени детектора, которое может оказаться сравнимо с временем экспозиции, что особенно нежелательно при работе с короткоживущими изотопами. На рисунке 1 представлен график зависимости количества зарегистрированных кластеров от времени экспозиции на один кадр. Общее время на каждое измерение составляло 1 мин. Видно, что количество зарегистрированных событий растёт с увеличением времени экспозиции, в связи с тем, что доля мертвого времени снижается. Однако в дальнейшем происходит резкое уменьшение количества зарегистрированных событий, связанное с тем, что события начинают накладываться друг на друга, образуя тем самым кластеры больших размеров. Поэтому в качестве оптимального было выбрано время экспозиции 0.1 сек, что соответствует минимальному количеству наложений при максимальном количестве зарегистрированных событий.

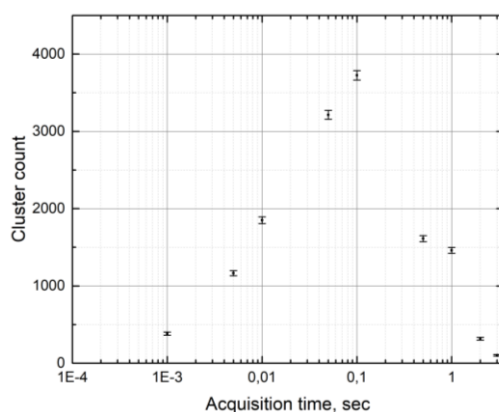


Рис. 1. Зависимости количества наложений от времени экспозиции.

Зависимость эффективности регистрации и восстановленной энергии для гамма-квантов от распада изотопа Тс-99m (рис. 2) позволяет сделать вывод, что эффективность сбора заряда для CdTe толщиной 2 мм, перестаёт значительно изменяться после напряжения смещения -400 В и отличается от асимптотического менее чем на 7 %, а энергетическая попиксельная калибровка, проводимая для напряжения смещения -450 В, может быть применима и для больших напряжений с ошибкой менее 1 %.

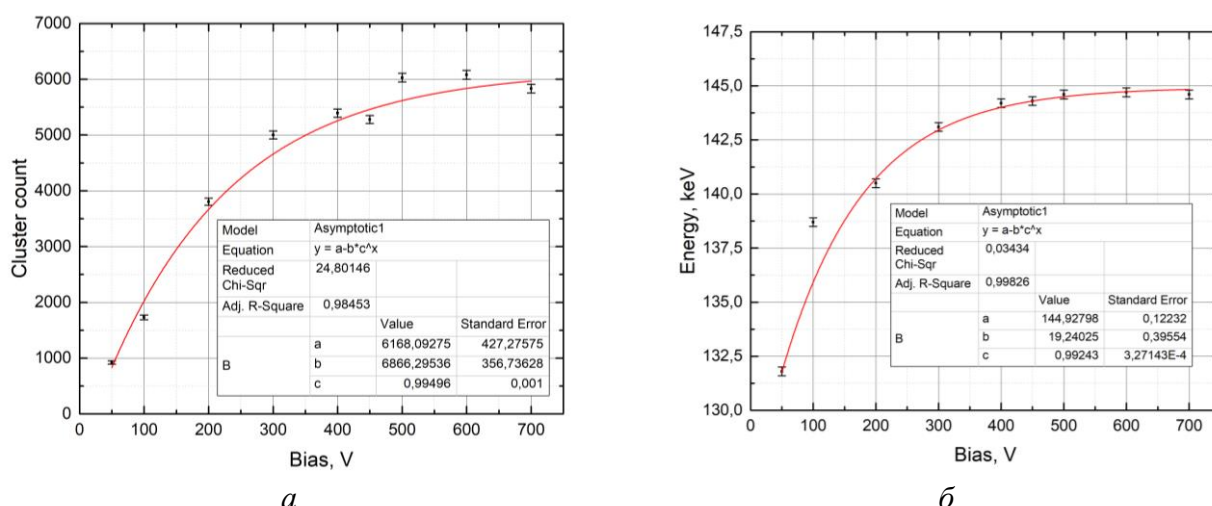


Рис. 2. Зависимость количества зарегистрированных гамма-квантов (а) и зависимость их энергии (б), от напряжения смещения на сенсоре. Напряжение по модулю (б).

Следует отметить несоответствие измеренной энергии с энергией фотопика Тс-99m – 145 кэВ и 140.5 кэВ, соответственно (рис. 3). Отличие связано с тем, что при проведении энергетической калибровки используются только однопиксельные кластеры. Часть наведенного на пиксели заряда, остается под энергетическим порогом и не регистрируется детектором, что особенно существенно для гамма-квантов с энергией выше 30 кэВ. Таким образом, при калибровке реперная энергия присваивается однопиксельным кластерам с меньшим зарядом, чем был образован при взаимодействии гамма-кванта с сенсором. Соответственно, чем больше размер кластера, тем большая ошибка появляется в определении суммарной энергии, поскольку меньше вклад заряда, отрезанного порогом.

Чем больше размер кластера, тем меньший вклад в фотопик Тс-99m и тем больше вклад в «хвосты» энергетического спектра, которые являются результатом многократных наложений событий с меньшим размером кластеров. К таким кластерам можно отнести все,

размер которых более 9 пикселей. Кластеры размером в 1 пиксель зарегистрированные детектором также, как и двухпиксельные являются флуоресцентными фотонами, но в отличие от двухпиксельных не вносят вклад в фотопик Тс-99m.

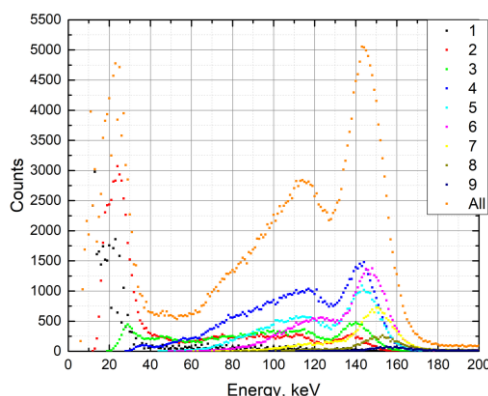


Рис. 3. Энергетические спектры Тс-99m для кластеров различного размера.

Чтобы отобрать кластеры от гамма-квантов, излученных при распаде радиоизотопа Тс-99m, требуется, чтобы восстановленная энергия кластера отличалась от фотопика Тс-99m не более чем на 22 %, что соответствует энергетическому разрешению детектора Timerix (для 140 кэВ), которое измерялось как полная ширина на полувысоте (ПШПВ) = 2.34σ пика в области фотопика технеция.

Геометрический размер кластера из 2-9 пикселей может достигать 110-220 мкм, что вносит существенный вклад в снижение пространственного разрешения восстановленных изображений. Для решения этой проблемы суммарный заряд кластера собирается в пиксель с наибольшим зарегистрированным энерговыделением. Таким образом перед декодированием мы имеем двумерный массив, состоящий из однопиксельных событий с энергиями из области фотопика Тс-99m.

Описанная выше методика предварительной обработки тенеграмм, полученных с помощью пиксельного детектора Timerix, позволили улучшить отношение сигнал/шум и частично избавиться от артефактов восстановления. Последующая томографическая реконструкция по полученным проекциям с помощью программного пакета ASTRA toolbox позволила восстановить поперечные срезы исследуемого объёма, заполненного раствором Тс-99m (рис. 4). В результате полученное томографическое пространственное разрешение составило 2.5 мм для поля зрения 57x57 мм. Следует отметить, что точная юстировка сканера (с учётом наклона, объекта, детектора, точного позиционирования оси вращения и т.д.) позволит добиться более высокого пространственного разрешения.

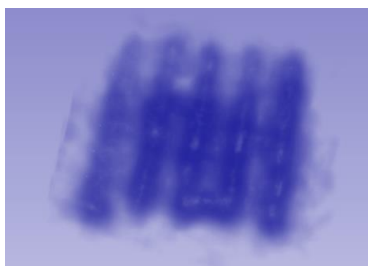


Рис. 4. 3D-реконструкция тестового объекта.

5 расположенных в ряд капилляров, диаметр капилляра 1 мм.

Данное исследование было выполнено при поддержке РФФИ и СИТМА, в рамках проекта № 18-52-34005.

Литература.

1. <https://www.milabs.com/milabs-announces-revolutionary-new-pinhole-technology-allows-simultaneous-high-resolution-in-vivo-spect-and-pet>.
2. Llopart X., Ballabriga R., Campbell M., et al. Timepix, a 65k programmable pixel readout chip for arrival time, energy and/or photon counting measurements // NIM Sec. A, 2007, vol. 581(1-2), pp. 485-494. doi:10.1016/j.nima.2007.08.079.
3. Butler A., Butler P., Bell S., Chelkov G.A., et al. Measurement of the energy resolution and calibration of hybrid pixel detectors with GaAs:Cr sensor and Timepix readout chip // PPNL, 2015, vol. 12(1), pp. 59–73. doi:10.1134/s1547477115010021.
4. Abbaspour S., et al. Cadmium Telluride Semiconductor Detector for Improved Spatial and Energy Resolution Radioisotopic Imaging // WJNM, 2017, vol. 16(2), pp. 101-107. doi:10.4103/1450-1147.203079.
5. Cieřlak M.J., Gamage K.A.A., and Glover R. Coded-aperture imaging systems: Past, present and future development—A review // Radiat. Meas., 2016, vol. 92, pp. 59–71. doi:doi.org/10.1117/12.735494.
6. Gottesman S.R., Fenimore E.E. New family of binary arrays for coded aperture imaging // Appl. Opt., 1989, vol. 28, pp. 4344-4352.
7. Kraus V. et al. FITPix – fast interface for Timepix pixel detectors // JINST, 2011, 6 C01079.
8. Tlustos L. Performance and limitations of high granularity single photon processing X-ray imaging detectors // Thesis. Presented on 1 Apr 2005.

ПРИМЕНЕНИЕ СИСТЕМЫ КОНУСНО-ЛУЧЕВОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В КОМПЛЕКСЕ НЕЙТРОННОЙ ТЕРАПИИ

***Марков Н.В., Лобжанидзе Т.К., Моисеев А.Н., Полихов С.А.,
Савельев В.А. (АО «НИИТФА»), Чухланцева А.С. (НИЯУ МИФИ)***

Современный уровень развития оборудования для дистанционной лучевой терапии с использованием пучков тормозного излучения позволяет эффективно воздействовать на различные типы опухолей. Такие технологии как IMRT (лучевая терапия с модулированной интенсивностью), SBRT (стереотаксическая лучевая терапия), VMAT (объёмно-модулированная лучевая терапия), IGRT (лучевая терапия под визуальным контролем) обеспечивают возможность конформного подведения высоких значений дозы к облучаемому объёму опухоли, при этом минимизируя степень лучевого воздействия на здоровые ткани и критически важные органы, окружающие опухоль. С другой стороны, несмотря на успешное развитие методик облучения, все еще остается определенный тип опухолей, радиорезистентных к воздействию фотонного излучения, а также рецидивов опухолей возникших через определенное время после лучевой терапии. Для облучения таких опухолей наиболее целесообразным является использованием плотно-ионизирующего излучения, к

которому относятся пучки тяжелых ионов и нейтронов. Ключевой особенностью терапии тяжелыми ионами является возможность формировать специфичные глубинные дозные распределения с максимумом дозы в конце пробега частиц, а также наличие дополнительного биологического эффекта, позволяющего наносить критические повреждения опухолевым клеткам, в том числе и радиорезистентным, обеспечивая при этом допустимый уровень воздействия на здоровые клетки.

Если рассматривать терапию тяжелыми ионами, то наиболее распространенным является использование высокоэнергетичных ионов углерода с энергиями до 450 МэВ/нуклон. Однако, получение пучков ионов с такой энергии возможно только с применением больших кольцевых ускорителей - синхротронов. Как следствие установка для углеродной терапии имеет высокую стоимость и требует значительных площадей, что сильно ограничивает широкое распространение данной технологии. В настоящее время во всем мире работает только 12 центров углеродной терапии, а общее число пролеченных пациентов приближается к 40 тыс. человек.

Нейтронная терапия в зависимости от энергии используемых нейтронов делится на два направления: нейтрон-захватную терапию и терапию быстрыми нейтронами. В первом случае используются потоки тепловых нейтронов, которые избирательно взаимодействуют с опухолевыми клетками, содержащими изотоп бора ^{10}B или гадолиния ^{157}Gd (для этого перед проведением терапии пациенту вводят лекарственное средство, содержащее один из этих изотопов). В результате ядерных реакций образуются вторичные частицы, которые и воздействуют на опухолевые клетки. Данная методика является достаточно перспективной, в первую очередь с точки зрения лечения опухолей головного мозга, однако требует создания интенсивных компактных источников тепловых нейтронов, а также получения лекарственных препаратов, позволяющих создавать требуемую концентрацию бора или гадолиния в опухоли. В случае терапии быстрыми нейтронами используются пучки нейтронов с энергией от единицы до нескольких десятков МэВ. Глубинные дозные распределения создаваемые нейтронами с энергиями в указанном диапазоне имеют схожий вид с распределениями, формируемыми пучками тормозного излучения в современных терапевтических аппаратах. При этом характер взаимодействия быстрых нейтронов с биологическими тканями, содержащих большое количество водорода приводит к образованию короткопробежных протонов отдачи, характеризующихся высоким значением биологической эффективности. Несмотря на наличие возможности эффективно воздействовать на опухолевые клетки, терапия быстрыми нейтронами не получила широкого распространения. За все время развития технологии терапии быстрыми нейтронами по всему миру было проведено облучение более 30 000 пациентов. К концу 80-х в различных странах насчитывалось около 40 центров терапии быстрыми нейтронами [1]. При этом в качестве источников нейтронов использовались как реакторы, так и циклотроны с бериллиевой мишенью (реакции $\text{Be}(d,n)$ и $\text{Be}(p,n)$), а также нейтронные генераторы. На сегодняшний день в мире продолжают работать только 4 центра нейтронной терапии, где проводится облучение пациентов. Одним из возможных вариантов возобновления интереса к терапии быстрыми нейтронами со стороны медицинского сообщества является создание компактного специализированного клинического комплекса нейтронной терапии. В настоящее время на базе нескольких

институтов атомной отрасли (ФГУП ВНИИА им Н.Л. Духова, АО «НИИТФА» и ФГУП МОКБ Марс) ведется работа по созданию уникального специализированного комплекса нейтронной терапии. Медицинским соисполнителем проекта по созданию комплекса является МРНЦ им А.Ф. Цыба, на базе которого предполагается проведение клинических испытаний комплекса, а также последующая отработка методики терапии быстрыми нейтронами.

В основе создаваемого комплекса лежит использование компактного нейтронного генератора НГ-24. Генератор позволяет получать интенсивные потоки нейтронов с энергией 14 МэВ (плотность потока нейтронной до 2×10^{11} н/сек) при бомбардировке тритий содержащей мишени пучком дейтерия (реакция $^3\text{H}(\text{d},\text{n})^4\text{He}$). На первом этапе реализации проекта было решено использовать пассивную систему формирования дозных полей, представляющую собой коллиматор, жестко зафиксированный на фланце нейтронного генератора, с набором вставок с отверстиями круглого и квадратного сечения. Для формирования полей облучения круглого сечения возможно использование вставок с диаметрами отверстий 40, 60, 80, 100, 120, 140 мм, для полей квадратного сечения вставки с квадратными отверстиями со стороной 40, 50, 70, 90, 110 мм. Для минимизации радиационных полей, возникающих в процессе работы установки, нейтронный генератор и коллимирующая система помещены в защиту из борированного полиэтилена.

Для обеспечения возможности облучения с разных направлений нейтронный генератор с коллимирующей системой размещены на гантри. Гантри вращается в диапазоне от -90 до +90 градусов относительно вертикальной оси, при этом точность поворота гантри составляет $0,1^\circ$. Для размещения пациента используется терапевтический стол с 6-ю степенями свободы (3 линейных и 3 угловых перемещения), обеспечивающий точное позиционирование облучаемого объема относительно изоцентра установки. Внешний вид комплекса нейтронной терапии приведен на рисунке 1.

С целью обеспечения радиационной безопасности медицинского персонала, работающего на установке, укладку и иммобилизацию пациента на деке терапевтического стола предполагают проводить в отдельном помещении, находящемся за защитной стеной. По этой причине для обеспечения верификации положения объема опухоли в процессе облучения на стадии проектирования установки было решено использовать систему рентгеновской визуализации. Параметры системы рентгеновской визуализации приведены в таблице 1.



Рис. 1. Внешний вид комплекса нейтронной терапии.

Система рентгеновской визуализации состоит из рентгеновской трубки и плоскопанельного рентгеновского детектора, установленных на разных концах жесткой рамы. Рама зафиксирована на поворотной части гантри и позволяет перемещать рентгеновскую трубку и детектор в позицию, соответствующую режиму ожидания или измерения. Система может работать либо в режиме получения двух ортогональных снимков, либо в режиме объемной визуализации (режим КЛКТ). По полученным в процессе позиционирования пациента изображениям осуществляется корректировка координат терапевтического стола, с целью совмещения центра мишени с изоцентром установки.

Табл. 1. Параметры системы рентгеновской визуализации.

Параметр	Значение
Напряжение на рентгеновской трубке	40-150 кВ
Анодный ток	10-650 мА
Время экспонирования	1-6300 мс
Расстояние от рентгеновской трубки до изоцентра	1000 мм
Размер активной области детектора	427×427 мм ²
Тип сцинтиллятора	CsI
Фоточувствительная матрица	Аморфный кремний (aSi, TFT)
Расстояние от поверхности детектора до изоцентра	550 мм

Критическим моментом с точки зрения работоспособности системы рентгеновской визуализации является наличие радиационных полей, обусловленных потоками нейтронов. В результате взаимодействия нейтронов с конструктивными элементами установки (корпус генератора, коллимирующая система, элементы системы гантри), радиационные поля вокруг установки будут обусловлены не только нейтронами, но также фотонами и ядрами отдачи. При этом спектр самих нейтронов будет состоять как из быстрых, так и тепловых нейтронов. Наличие подобных смешанных радиационных полей может представлять собой большую опасность для электроники. В целом повреждения и сбои в работе электронных блоков вследствие воздействия радиации могут быть связаны как с накоплением радиационных дефектов, так и со случайными одиночными событиями в результате одиночного акта взаимодействия. Причем одиночные отказы, как правило, связаны с воздействием тяжелых заряженных частиц с $Z \geq 2$ и протонов. Поскольку в нашем случае образуются только протоны с достаточно низкой энергией, не достаточной для проникновения в чувствительную область элементов микроэлектроники, то в дальнейшем одиночные события рассматриваться не будут. Что касается сбоев и повреждений, связанных с накоплением радиационных дефектов, то они имеют некий порог возникновения. При этом сами радиационные дефекты обусловлены двумя основными механизмами – ионизационные потери энергии излучения в веществе и неионизационные потери энергии, вследствие неупругих столкновений частиц излучения с атомами кристаллической решетки. В первом случае говорят о так называемых дозовых ионизационных эффектах, приводящих к постепенной деградации рабочих параметров элемента. Дозовая деградация слабо зависит от характера излучения (энергетического спектра, типа излучения). Для большинства современных коммерчески-доступных элементов микроэлектроники порог чувствительности к дозовым ионизационным эффектам лежит в диапазоне 5-10 кРад (в некоторых случаях порог не превышает 1 кРад). Эффекты смещения атомов, вызванные неионизационными потерями энергии, в большинстве случаев вносят несущественный вклад в радиационные

повреждения за исключением случаев, когда они вызваны нейтронами. В случае нейтронного облучения, особенно в области энергий, соответствующих быстрым нейтронам, существенную роль играют неупругие столкновения, которые как раз и приводят к возникновению эффектов смещения. При этом следует отметить, что с точки зрения неионизационных потерь энергии особо чувствительными являются полупроводники и некоторые оптические материалы [2], как следствие элементы плоскопанельного детектора могут получить радиационные повреждения в процессе эксплуатации. В то же самое время в литературе приводятся данные, свидетельствующие о повышенной стойкости аморфного кремния к радиационным дефектам, связанным с неионизационными потерями энергии [3].

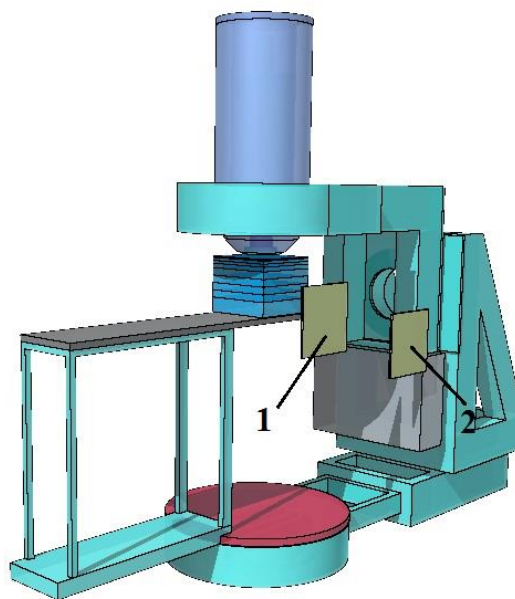


Рис. 2. Модель комплекса нейтронной терапии, использованная при моделировании:
1 – детектор в рабочем положении, 2 – детектор убран.

Для оценки вероятности выхода из строя электронных компонент системы рентгеновской визуализации (блок электроники, фоточувствительная матрица), с помощью метода Монте-Карло были проведены расчеты радиационных полей в области расположения плоскопанельного детектора. Расчет выполнялся с использованием программного кода FLUKA [4], где была создана модель комплекса нейтронной терапии (рис. 2). В расчетной модели блок электроники был задан в виде однородного по плотности параллелепипеда с плотность 0.2 г/см^3 , состоящего из компонентов с высокой плотностью и воздуха. В качестве материалов электроники использовались элементы C, Cu, H, Al и Si в равных частях по массе. Фоточувствительная матрица была задана в виде слоя кремния. При моделировании рассматривалось два положения рентгеновского детектора - в рабочем положении, когда детектор находится напротив изоцентра и в режиме ожидания, когда детектор убран.

В результате расчета был определен поток нейтронов, проходящих через фоточувствительную матрицу и блок электроники, а также вычислены значения поглощенной дозы, обусловленные ионизационными (Dose) и неионизационными (NIEL) потерями энергии дозы за год работы установки. Полученные результаты приведены в таблице 2. Из представленных данных видно, что дозовая нагрузка, обусловленная неионизационными потерями энергии, находится на приемлемом уровне. В то же самое

время годовая доза, вызванная ионизационными потерями энергии, приближается к пороговым значениям чувствительности для элементов микроэлектроники. В связи с этим в процессе работы комплекса необходимо будет предусмотреть регулярные проверки эффективности работы блока электроники плоскопанельного детектора.

Табл. 2. Параметры системы рентгеновской визуализации.

Элемент	Плотность потока нейтронов ($\text{см}^{-2} \text{с}^{-1}$)	Dose (рад/год)	NIEL (рад/год)
Детектор в рабочем положении			
Фоточувствительная матрица	1.68×10^5	6.7×10^2	45.2
Блок электроники	3.06×10^5	7.5×10^3	7.3
Детектор убран			
Фоточувствительная матрица	6.89×10^4	1.9×10^2	19.0
Блок электроники	1.21×10^5	2.3×10^3	2.3

Литература.

1. Wagner F.M. et al, Neutron medical treatment of tumours – a survey of facilities, 2012 JINST 7 C03041.
2. Srour J. R., Marshall C. J. and Marshall P. W. Review of displacement damage effects in silicon devices // IEEE Transactions on Nuclear Science, June 2003, vol. 50, № 3, pp. 653-670.
3. Wyrsh N. and Ballif C. Review of amorphous silicon based particle detectors: The quest for single particle detection, 2016 Semicond. Sci. Technol. 31 103005.
4. "FLUKA: a multi-particle transport code" A. Ferrari, P.R. Sala, A. Fasso`, and J. Ranft, CERN-2005-10 (2005), INFN/TC_05/11, SLAC-R-773.

ТЕХНИЧЕСКИЕ ЗАДАЧИ И РЕШЕНИЯ ПРИ РАЗРАБОТКЕ КОМПЛЕКСА ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Лобжанидзе Т.К., Савельев В.А. (АО «НИИТФА»)

Современное развитие здравоохранения, как в России, так и во всем мире, показывает высокое влияние онкологических заболеваний на жизнь населения. Количество онкозаболеваний растет с каждым годом, и связано это в том числе и с высокой эффективностью диагностических средств. Помимо диагностирования важную роль играет и процесс терапии. Одним из наиболее востребованных методов является лучевая терапия [1]. От 50 до 60 процентов больных онкозаболеваниями проходят курсы лучевой терапии в том или ином виде. При проведении процедуры лучевой терапии важнейшей задачей является снижение дозовой нагрузки на здоровые органы и ткани пациента.

АО «НИИТФА» является производителем различных комплексов для проведения лучевой терапии, обеспечивающих выполнение современных методик лечения направленных на наибольшую эффективность лечения [2]. Для верификации положения пациента комплексы оснащаются системами рентгеновской визуализации, позволяющих

получать проекционные и томографические изображения, на основе которых выполняется коррекция положения пациента относительно терапевтического пучка излучения.

В качестве источника излучения используется рентгеновский аппарат, позволяющий генерировать излучение с максимальной энергией в диапазоне до 150 кэВ. Регистрация излучения происходит с использованием плоскопанельного детектора рентгеновского излучения.

В отношении к системам рентгеновской визуализации для дистанционной лучевой терапии геометрическая точность должна составлять порядка 0.1-0.3 мм. Размер фокусного пятна рентгеновской трубки и размер пикселя детектора ограничивают достижение геометрической точности, однако даже если подобрать параметры, которые позволят достичь требуемой точности, то такой фактор, как отклонение от номинальной траектории движения приводит к геометрической ошибке. Дополнительным ограничением для комплексов лучевой терапии является тот факт, что рентгеновская трубка и детектор вращаются вокруг пациента. Это непременно приводит к отклонению от номинальной траектории.

Данная проблема широко освещена в литературе. Для решения этой проблемы разрабатываются методики, позволяющие оценить смещения рентгеновской трубки и детектора относительно изоцентра. При этом, чем больше степеней свободы учитываются, тем более сложными являются применяемые алгоритмы.

Существуют методы, позволяющие определять геометрическую траекторию движения компонентов системы на программном уровне, но наибольшее распространение получили методы, одной из главных составляющих которых является использование фантомов. В зависимости от задачи и применяемых алгоритмов авторы исследований используют различные фантомы.

В большей части работ используются металлические шарики расположенные относительно изоцентра в определённой позиции. Так, в работах [3, 4] описывается метод на основе использования двух металлических шариков. При полном обороте проекция шарика на изображении перемещается по кривой в форме эллипса. На основе параметров эллипсов определяются геометрические смещения. Существуют работы, в которых используются фантомы, имеющие существенно больше элементов, на основе которых идёт анализ изображений, но в то же время они более сложные в изготовлении. Так, в работе [5] предлагается использовать фантом, состоящий из двух составных цилиндров, разного диаметра, в которых установлены по спирали порядка 60-ти шариков диаметром 2 мм. На основе метода наименьших квадратов рассчитывают смещения для каждого углового положения.

Для реализации геометрического учета была разработана и реализована программа оценки геометрических смещений по 9 степеням свободы – 3 смещения фокусного пятна, 3 смещения детектора и 3 поворота детектора. Разработанная методика основана на оценке проекционных изображений фантома с шариками, расположенными по спирали. Пример проекции фантома с шариками представлен на рисунке 1. Для каждого проекционного изображения автоматически определяются шарики на изображении.

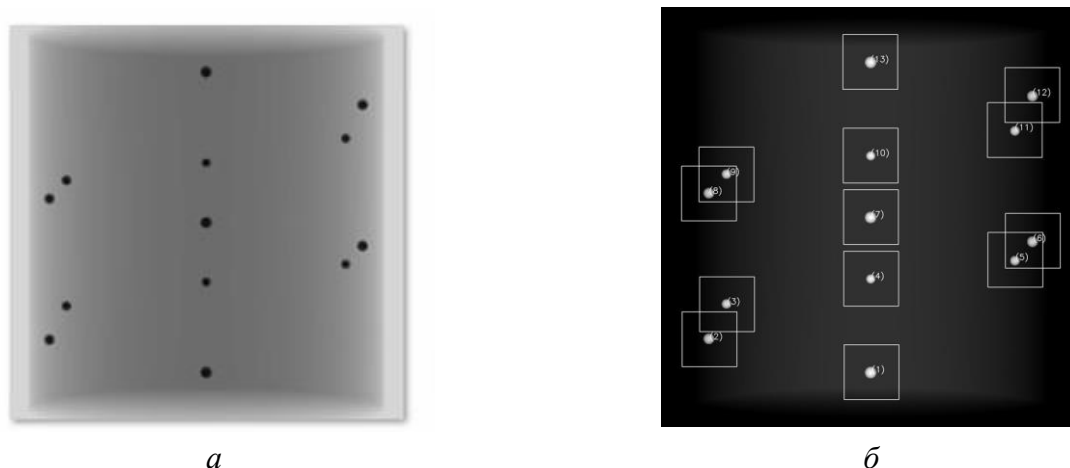


Рис. 1. Изображения с проекциями фантома: *а* – проекция фантома; *б* – проекция с выделенными областями по номеру шарика (изображение инвертировано).

После того, как все шарики на изображении будут найдены, начинается процедура расчета геометрических смещений. Наличие 13 шариков позволяет получить 26 систем уравнений (1 координата – 1 уравнение) с 9 неизвестными степенями свободы, которые решаются методом наименьших квадратов.

Стоит отметить, что в алгоритме расчета учитывается тот факт, что в зависимостях отклонений от угла не должно быть резких выбросов, то есть учитывается априорная информация о плавном изменении отклонений.

В результате применения разработанного алгоритма удаётся достичь требуемых параметров пространственного разрешения на томографических изображениях. Пример сканирования фантома со вставками для определения пространственной частоты представлен на рисунке 2. Из рисунка видно, что с высокой степенью вероятности можно различить вставки, выделенные квадратом. Данный набор линий соответствует пространственной частоте 6 п.л./см, или зазору размером 0.83 мм.

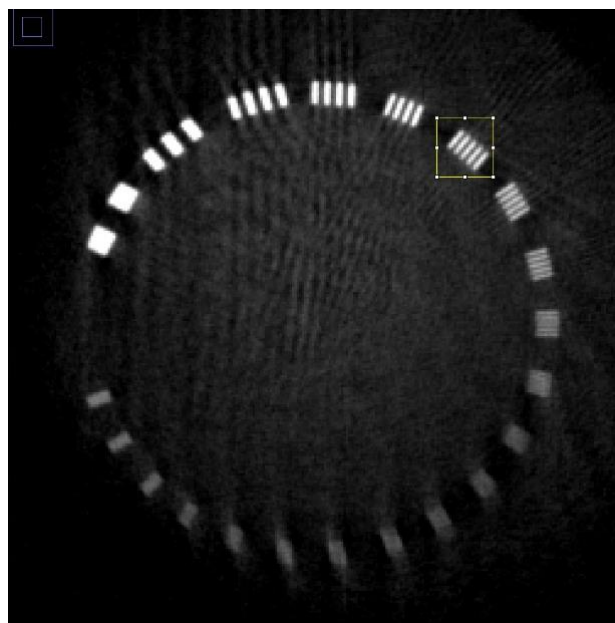


Рис. 2. Томографическое изображение фантома Catphan 500 CTP528.

В целом, методика может работать с произвольным расположением шариков, однако спиральная траектория позволяет сохранять точность оценки параметров, а также минимизируется вероятность наложения друг на друга проекций соседних шариков.

Точность разработанной методики зависит от точности определения центра проекции шарика на изображении, что в свою очередь определяется минимальным размером пикселя изображения. В случае использования изображения с размером пикселя 0.139 мм, точность определения смещений составляет порядка 0.15-0.20 мм, что является достаточным для решаемых задач.

Литература.

1. Хмелевский Е.В., Каприн А.Д. Состояние радиотерапевтической службы России: сравнительный анализ и перспективы развития // Онкология. Журнал им. П.А. Герцена, 2017, т. 6, № 4, с. 38-41.
2. Родько И.И., Сарычев Г.А., Балакирев П.В. и др. Разработка комплекса лучевой терапии на основе линейного ускорителя электронов энергией 6 МэВ и конусно-лучевого компьютерного томографа // Атомная Энергия, 2018, т. 125, № 5, с. 292-296.
3. Noo, F., Clackdoyle, R., Mennessier, C., White, T.A., Roney, T.J. Analytic method based on identification of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomography // Physics in Medicine and Biology, 2000, vol. 45(11), pp. 3489–3508. doi:10.1088/0031-9155/45/11/327.
4. Wu, D., Li, L., Zhang, L., Xing, Y., Chen, Z., Xiao, Y. Geometric calibration of cone-beam CT with a flat-panel detector // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 2011, pp. 2952-2955. doi:10.1109/nssmic.2011.6152527.
5. Silver, M.D., Sen, A., Oishi, S. Determination and correction of the wobble of a C-arm gantry // Medical Imaging 2000: Image Processing. Proc. of SPIE, 2000, vol. 3979, pp. 1459-1468. doi:10.1117/12.387658.

ФАЗОКОНТРАСТНЫЙ ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ ЭКСПЕРИМЕНТ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ШИРОКОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

***Кривоносов Ю.С., Бузмаков А.В.,
Асадчиков В.Е. (ФНИЦ Кристаллография и фотоника РАН)***

Методы рентгеновской фазоконтрастной микротомографии являются удобным инструментом для неразрушающих исследований различных объектов. Данные методы особенно актуальны при изучении биологических мягких тканей, структура которых практически однородна по поглощению, и использование абсорбционной томографии затруднительно. В настоящее время фазоконтрастная рентгеновская микротомография в основном реализована на синхротронных источниках излучения, использование лабораторных источников происходит реже по причине их относительно низкой интенсивности и недостаточной степени пространственной когерентности. В настоящей работе описаны результаты фазоконтрастного микротомографического эксперимента с

использованием лабораторного источника и широкофокусной рентгеновской трубки. Нами использована схема эксперимента, которая впервые была описана в работе Габора [1], и впоследствии применена для получения фазового контраста в рентгеновском диапазоне [2-4]. В англоязычной литературе данный метод фазового контраста обычно называется «*in-line phase contrast*» или «*propagation based phase contrast*».

Принципиальная схема рентгеновской эксперимента представлена на рисунке 1. Важным ее достоинством является простота реализации, не требующая сложных рентгенооптических элементов. Данная геометрия эксперимента ранее тестировалась нами в режиме получения фазоконтрастных изображений тестовых объектов, и результаты описаны в работе [5]. В качестве источника излучения использована стандартная рентгеновская трубка с молибденовым анодом и размерами фокусного пятна (на аноде трубки) 12x0.4 мм. Для формирования конического квазикоherentного пучка, на расстоянии 90 мм от фокусного пятна трубки установлена четырехстворчатая щелевая апертура с размерами щелей 130 мкм в обоих направлениях. Исследуемый образец устанавливали на вращающем столе на расстоянии от источника $R_1 = 1350$ мм, расстояние между образцом и детектором в режиме фазового контраста составляло $R_2 = 250$ мм, значение проекционного увеличения $M = 1.19$. Излучение регистрировали детектором XIMEA xiRAY11 с размером пикселя 9 мкм. Измерения проведены в полихроматическом пучке с ускоряющим напряжением 47 кВ. В каждом томографическом эксперименте регистрировали 1000 проекций с шагом 0.2 градуса, общее время проведения эксперимента составило 6.5 часов. Обработка томографических данных проводилась в параллельной схеме сканирования, поскольку в геометрии данного эксперимента смещение изображения в плоскости детектора при вращении, обусловленное конической геометрией пучка, не превышало разрешающей способности оптической системы. Рабочая область зондирующего пучка в плоскости исследуемого образца составляла 17.0 мм по горизонтали и 6.7 мм по вертикали. Изображение зондирующего пучка представлено на рисунке 2, а. Для оценки разрешающей способности экспериментальной схемы была измерена проекция золотой сетки с толщиной нити 20 мкм (рис. 2, б).

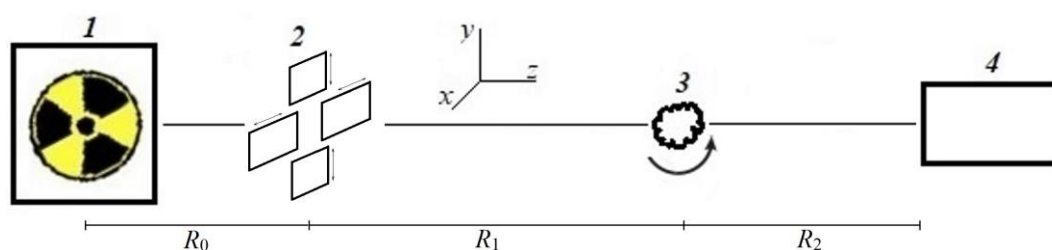


Рис. 1. Схема рентгеновского фазоконтрастного эксперимента:

- 1 – широкофокусная рентгеновская трубка, 2 – четырехстворчатая щелевая апертура,
3 – исследуемый образец, расположенный на вращающемся столе, 4 – CCD-детектор.

$$R_0 = 90 \text{ мм}, R_1 = 1350 \text{ мм}, R_2 = 250 \text{ мм}.$$

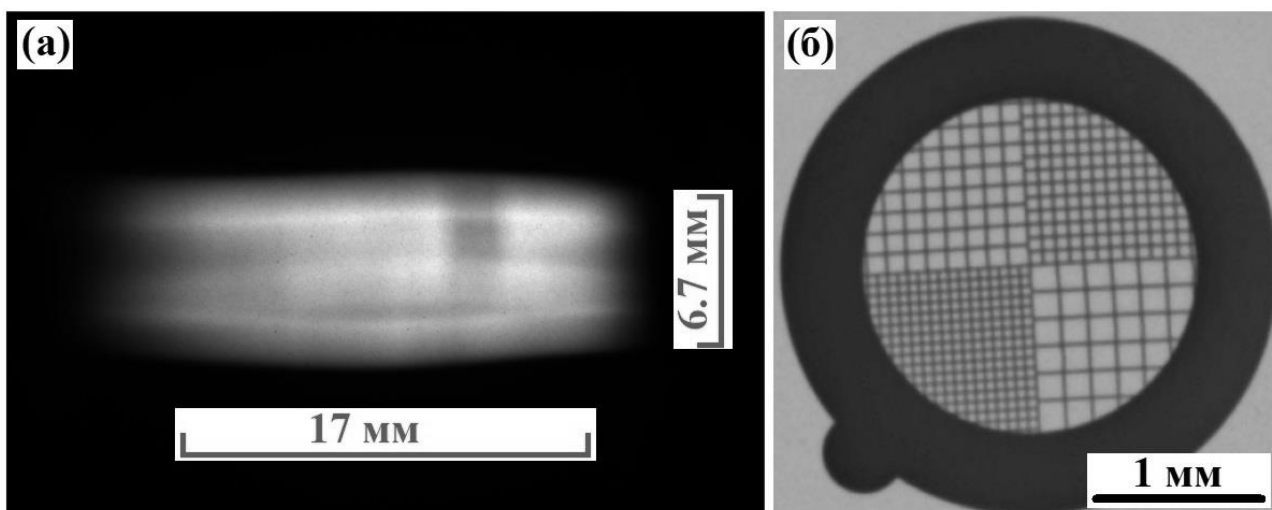


Рис. 2. Изображение зондирующего пучка в плоскости образца (а); проекция сетки (Au) с толщиной нити 20 мкм: $R_1 = 1350$ мм, $R_2 = 250$ мм (б).

В случае пучка конической геометрии, распространяющегося от точечного источника, выражение для интенсивности излучения, прошедшего сквозь образец, в плоскости детектора может быть записано в виде [3]:

$$I(x, y) \approx I_0 \exp(-\int \mu(x, y, z) dz) \left(1 - \frac{R_2 \lambda}{2\pi M} \nabla^2 \varphi(x, y) \right), \quad (1)$$

где I_0 – интенсивность, регистрируемая детектором в отсутствие образца, $\mu(x, y, z)$ – функция линейного коэффициента поглощения объекта, λ – длина волны. Проекционное увеличение $M = (R_1 + R_2)/R_1$, где R_1 – расстояние от источника до образца, R_2 – расстояние от образца до детектора. Фазовый сдвиг φ рентгеновской волны, прошедшей через образец, зависит от вариаций действительной части коэффициента преломления δ внутри образца и от его толщины.

В случае монохроматического параллельного пучка, распространяющегося вдоль оси z , изменение фазы φ в отсутствие поглощения может быть записано в следующей форме:

$$\varphi(x, y) = -\frac{2\pi}{\lambda} \int \delta(x, y, z) dz, \quad (2)$$

где интеграл берется по всей толщине исследуемого объекта. В случае, когда образец расположен вплотную к детектору $R_2 = 0$, выражение (1) показывает интенсивность в режиме абсорбционного контраста.

На рисунке 3, а, б представлены фазоконтрастные нормированные проекции полиэтиленовой трубки, измеренные в вертикальном и горизонтальном положениях. Профили интенсивности вдоль пунктирных линий (рис. 3, в, г) демонстрируют скачки интенсивности на границах полиэтилен-воздух. Данный эффект визуально выражается в подчеркивании границ объекта и может быть объяснен изменением второй производной фазы $\nabla^2 \varphi(x, y)$ в выражении (1).

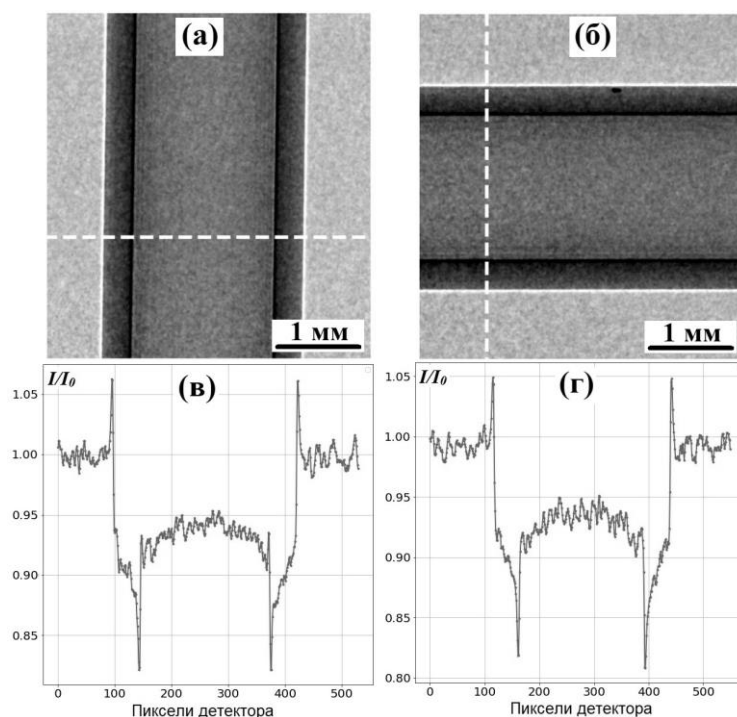


Рис. 3. Фазоконтрастные нормированные проекции полиэтиленовой трубки в вертикальном (а) и горизонтальном (б) положениях и соответствующие профили интенсивности (в, г), построенные вдоль пунктирных линий. ($R_1 = 1350$ мм, $R_2 = 250$ мм).

В качестве объекта для томографического эксперимента был взят эпифиз головного мозга человека. В процессе подготовки к эксперименту, образец эпифиза был предварительно обезвожен в спиртах восходящей концентрации с его последующей заливкой в парафин. На рисунке 4 представлены продольные сечения исследуемого образца, сделанные по восстановленным томографическим изображениям для измерений в фазоконтрастном и абсорбционном режиме. С целью продемонстрировать эффект фазового контраста, были построены профили восстановленных значений поглощений на границе воздушных пор, оставшихся в парафине. Профиль вдоль линии 1 на графике (рис. 4, а) имеет характерный для фазового контраста скачок поглощений на границе. В случае томографического изображения, измеренного в абсорбционном режиме, подчеркивания границы воздух – парафин не наблюдается (рис. 4, б, профиль вдоль линии 2). Можно констатировать, что на абсорбционном томографическом изображении (рис. 4, б) наблюдаются лишь слабо заметные контуры образца эпифиза на фоне парафина. Напротив, на фазоконтрастном изображении (рис. 4, а) отчетливо проявляются различия между паренхимой эпифиза и окружающей его мягкой мозговой оболочкой. Видны кровеносные сосуды, проходящие в паренхиме эпифиза и мягкой мозговой оболочке, и кальцификаты, расположенные в обеих структурах.

Таким образом, с помощью предложенной оптической схемы успешно проведен эксперимент по рентгеновской фазоконтрастной микротомографии на лабораторном источнике.

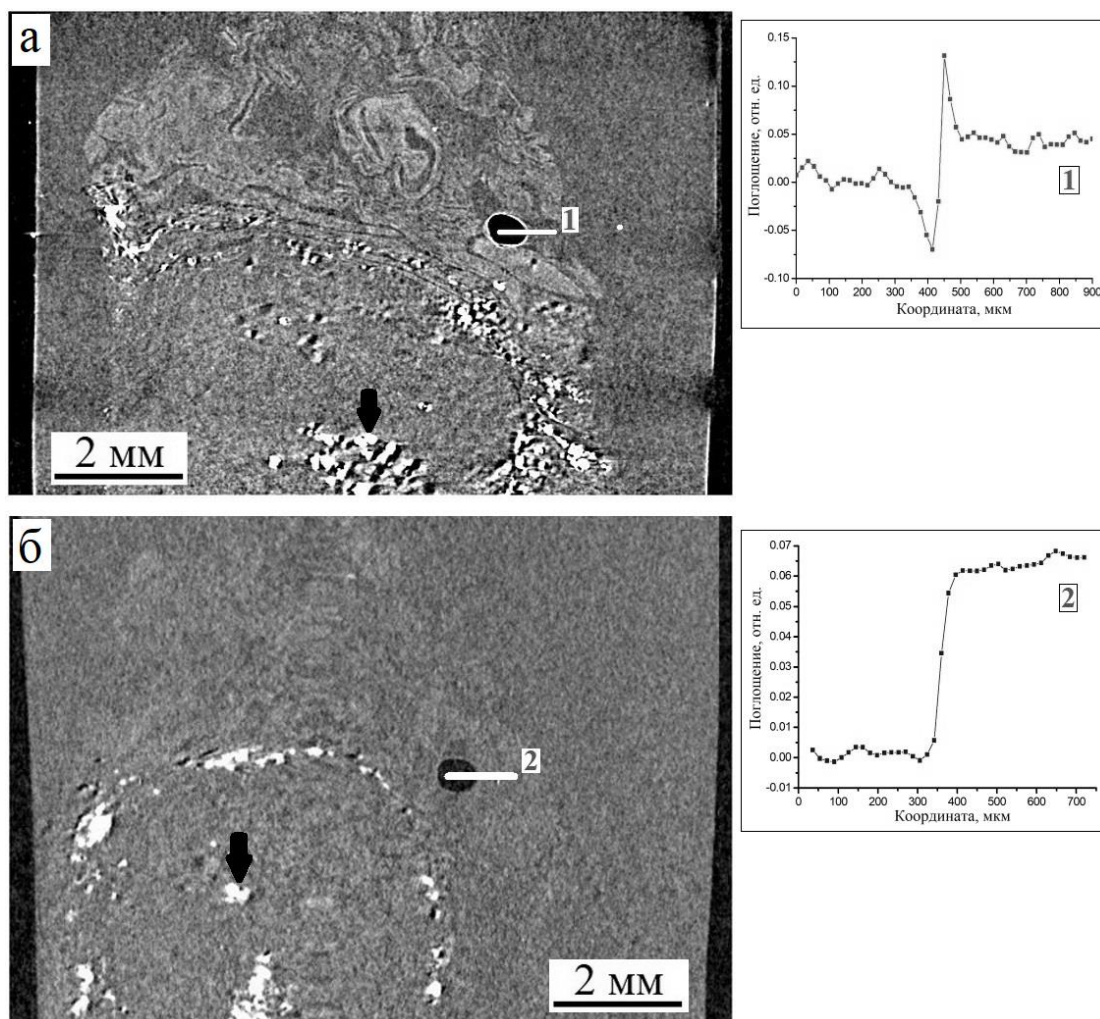


Рис. 4. Продольные сечения восстановленных фазоконтрастного ($R_2 = 250$ мм) (а) и абсорбционного ($R_2 = 15$ мм) (б) изображений образца эпифиза, залитого в парафин, и профили значений поглощения, построенные вдоль линии 1 и линии 2 (в направлении слева-направо). Многочисленные кальцификаты обозначены стрелками.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках Государственного задания ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН в части постановки и проведения экспериментов, Российского фонда фундаментальных исследований в части обработки и анализа данных (грант № 18-29-26028, грант № 18-29-26036).

Литература.

1. Gabor D. // Nature, 1948, vol. 161, p. 777.
2. Snigirev A., Snigireva I., Kohn V. et al. // Rev. Sci. Instrum. 1995. V. 66. P. 5486.
3. Peterzol A., Olivo A., Rigon L. et al. // Med. Phys, 2005, vol. 32, № 12, p. 3617.
4. Mayo S.C., Stevenson A.W., Wilkins S.W. // Materials, 2012. vol. 5, № 12, p. 937.
5. Yu.S. Krivonosov, V.E. Asadchikov, A.V. Buzmakov // Crystallography Reports, 2020, vol. 65, № 4, pp. 503–507.

ЛАБОРАТОРНАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ МЕЖФАЗНОГО НАТЯЖЕНИЯ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

*Якимчук И.В., Коробков Д.А., Ребрикова А.Т., Сафонов И.В., Плетнева В.А.,
Стукан М.Р. (МНИЦ Шлюмберже), Кривонос Ю.С., Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В.,
Дымицкий Ю.М., Григорьев М.Ю. (ФНИЦ Кристаллография и фотоника РАН)*

Сегодня в нефтегазовой индустрии при моделировании гидродинамических процессов в пласте используются симуляторы, адекватность работы которых в значительной степени зависит от корректности входных параметров, в частности межфазного натяжения между флюидами (МН) и краевого угла смачивания (КУС). МН является одним из критических параметров, характеризующих процессы многофазной фильтрации в пористых средах, таких как горные породы. Точные данные, показывающие эволюцию значения МН в пластовых условиях, могут существенно улучшить цифровую модель жидкости, используемую для численного моделирования многофазного течения в пористых средах.

В Московском научно-исследовательском центре компании Шлюмберже был разработан новый подход к определению значения МН в заданных термобарических условиях. В данном подходе широко известный метод «висящей/всплывающей капли» для определения МН реализован в рентгеновском диапазоне длин волн [1]. Метод «висящей/всплывающей капли» основан на принципе, согласно которому форма капли в ее стационарном состоянии определяется соотношением между силой гравитации и межфазным натяжением. Для расчета величины МН γ используется уравнение Юнга-Лапласа:

$$\frac{d\Phi}{ds} = 2k - \frac{z \cdot \Delta\rho \cdot g}{\gamma} - \frac{\sin\Phi}{x}, \quad (1)$$

где Φ – угол между касательной в точке и горизонтальной осью; s – длина дуги вдоль контура; x и z – координаты по горизонтальной и вертикальной осям; k – величина, обратная радиусу кривизны; $\Delta\rho$ – разность плотностей капли и окружающего газа (или флюида); g – ускорение свободного падения.

Классический экспериментальный метод предполагает получение изображения (фотографии) капли при освещении видимым светом и последующее определение МН путем анализа формы капли [2]. Ограничением такого подхода является то, что флюиды и емкость, в которой они находятся, должны быть прозрачны в видимом диапазоне. Высокая проникающая способность рентгеновского излучения позволяет преодолеть данное ограничение. Экспериментальный метод, реализованный в настоящей работе, включает генерацию капли внутри уникальной рентгенопрозрачной измерительной ячейки высокого давления и температуры, а также возможность наблюдения за эволюцией значения МН с момента образования капли до достижения равновесного состояния. Требования к рентгенооптической системе определяются из необходимости получить теневые проекции, в которых контраст между каплей и окружающим флюидом будет достаточным для определения профиля капли.

Фотография рентгенографической измерительной системы представлена на рисунке 1. Все элементы конструкции экспериментальной установки смонтированы на поверхности лабораторного стола. Для генерации рентгеновского излучения использован высоковольтный источник РАП-100 (рис. 1(1)) и микрофокусная трубка БС6-Re с прострельным рениевым

анодом. Предусмотрена возможность регулировки анодного напряжения в диапазоне 30-80 кВ. Минимальный эффективный размер фокусного пятна источника при использовании системы магнитной фокусировки составляет около 20 мкм. Магнитная фокусировка пятна трубки производится дистанционно в автоматическом режиме. Максимальная мощность на аноде микрофокусной трубки в непрерывном режиме работы составляет 3 Вт. Для регистрации излучения использован детектор XIMEA MJ150XRH-GP-TP2:1 (рис. 1(4)) с размером пикселя 8.5 мкм. Размер рабочей области детектора составляет 5056×2968 пикселей. Специальная ячейка для измерения МН (рис. 1(2)) устанавливается на координатную платформу (рис. 1(3)), оснащенную вертикальным и горизонтальным настроечными перемещениями. Рентгенопрозрачная измерительная ячейка способна работать при давлении до 40 МПа и температуре до 110 °С.

Источник, образец и детектор располагаются на оптической скамье с возможностью продольного перемещения. Максимально возможное расстояние между прострельным анодом рентгеновской трубки и детектором составляет 500 мм. Измерения теневых проекций исследуемого объекта производятся в коническом пучке. С учетом геометрических размеров ячейки для измерения МН максимально возможное проекционное увеличение исследуемого объекта составляет $M = 10$.

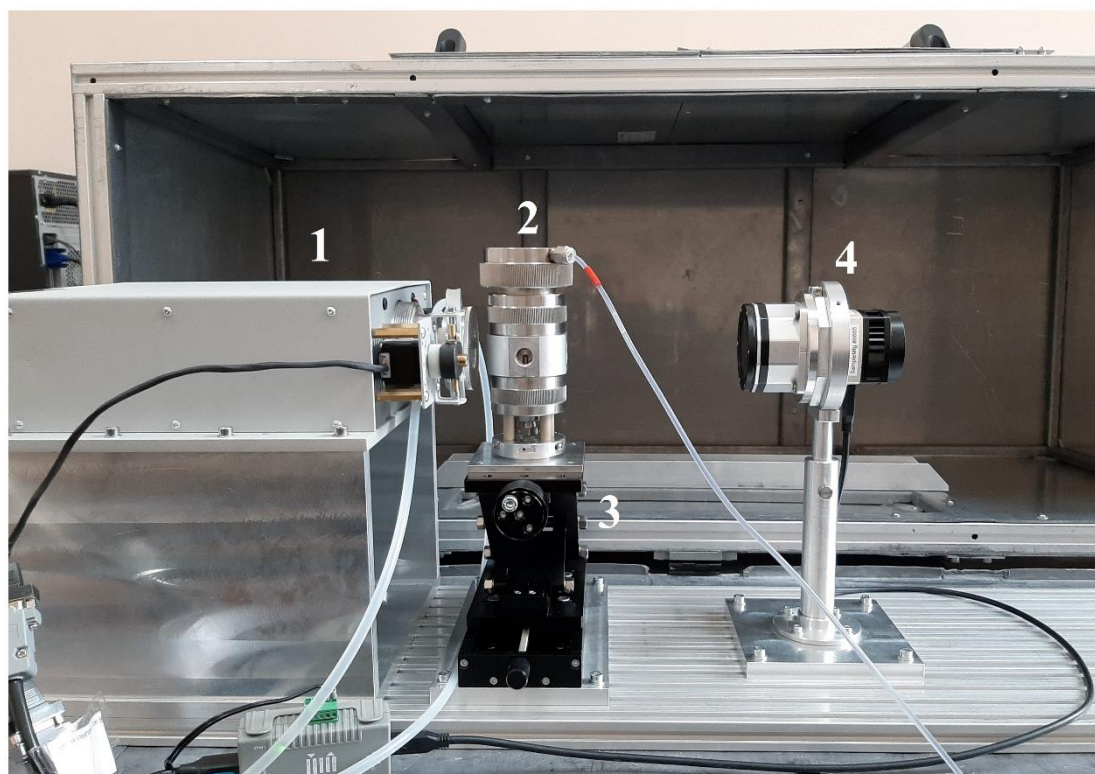


Рис. 1. Фотография рентгенографической системы измерений. 1 – рентгеновский микрофокусный источник РАП-100; 2 – специальная ячейка для измерения МН; 3 – координатная платформа для крепления ячейки; 4 – рентгеновский детектор XIMEA.

Элементы рентгенооптической системы установки закрыты биологической защитой на основе свинца. Предусмотрен доступ к рентгенооптическим элементам через две боковые дверцы для настройки эксперимента. Кроме этого, предусмотрено полное откидывание колпака биологической защиты с помощью электрического линейного привода. Для

прокладки управляющих коммуникация в корпусе биологической защитой предусмотрены рентгенозащищенные каналы.

Корректность работы собранной установки может быть проверена на чистых флюидах, для которых существуют табличные значения. В качестве примера на рис. 2 продемонстрированы результаты, полученные на системе «вода-воздух». Видно, что измеряемые значения хорошо согласуются с ожидаемым.

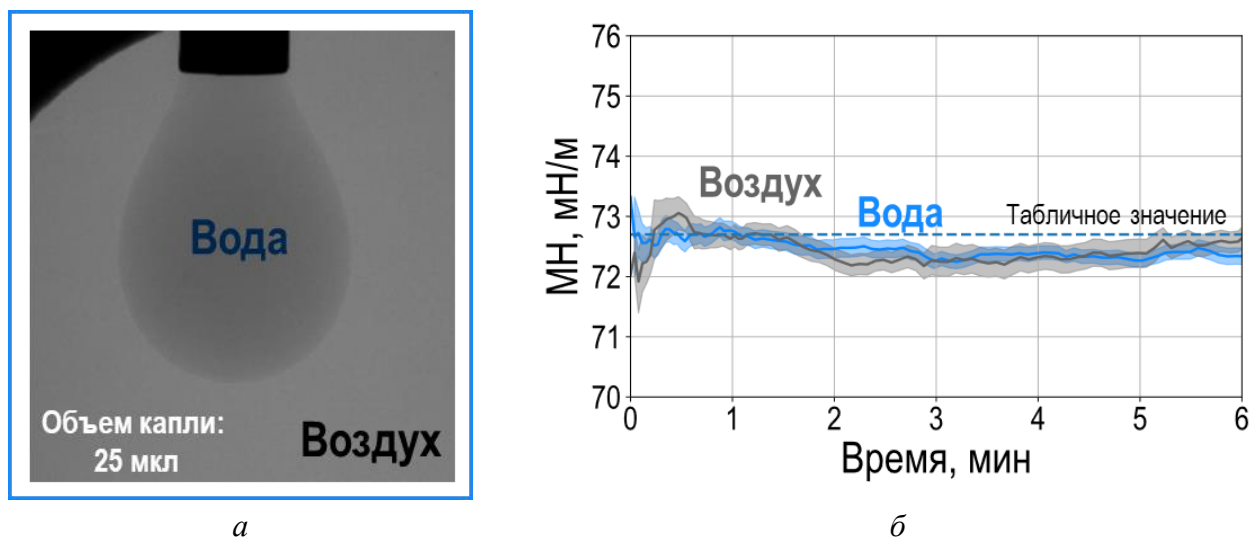


Рис. 2. Рентгенограмма капли воды в воздухе (а) и динамика изменения МН от времени (б).

Литература.

1. Пат. 2722896 Российская Федерация, МПК G01N 13/02 (2006.01). Способ определения межфазного натяжения между двумя флюидами / Якимчук И.В., Стукан С.Р., Коробков Д.А., Плетнева В.А.; заявитель и патентообладатель Шлюмберже Текнолоджи Б.В. – № 2019138642; заявл. 29.11.2019; опубл. 04.06.2020, Бюл. № 16.

2. Berry, J.D., Measurement of Surface and Interfacial Tension using Pendant Drop Tensiometry / Berry, J.D., Neeson, M.J., Dagastine, R.R., Chan, D.Y., Tabor, R.F. // Journal of Colloid and Interface Science, 2015, vol. 454, pp. 226-237.

НАНОТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ДОКАЗАТЕЛЬСТВА ИММУНОРЕАКТИВНОСТИ СПЛАВА ТИТАНА

Лабис В.В. (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ)

При изучении обзора литературы, посвященного нанотехнологическим и иммунологическим аспектам взаимодействия металлов с организмом человека, были выявлены новые фундаментальные знания, позволившие сформулировать новую концепцию иммунореактивности механизма остеоинтеграции и дезинтеграции дентальных имплантатов в стоматологии. Открытие в фундаментальной иммунологии PRRs -рецепторов, в частности, TLRs [1], расположенных на поверхности и внутри иммунокомпетентных клеток, участвующих в распознавании любых типов антигенных детерминант, привели к предположению о распознавании в том числе сплава титана в виде не «биоинертного

сплава», а в виде наночастиц металлов, расположенных в окисном слое дентальных имплантатов. При контакте с кровью, первой тканью человека при внедрении дентального имплантата в костное ложе, образуется комплекс металла и белка с изменяющейся третичной структурой, то есть гаптен. Данная третичная структура белка распознается на поверхности иммунокомпетентных клеток с помощью группы PRRs-рецепторов, а именно, TLRs- TLRs (Toll Like Receptors) – или Толл подобных молекулярных рецепторов, существующих длительно на этапах эволюции живых существ и открытые совсем недавно в фундаментальной биологии. Максимальное количество данных рецепторов располагаются на клетках врожденного иммунитета, на моноцитах и макрофагах, но также их можно встретить на лимфоидных клетках и даже на фибробластах [2]. Активация данных рецепторов может идти как на поверхности клеток, так и внутри цитоплазмы при попадании наночастиц в капсидной белковой оболочке в виде фаголизосомы внутрь цитоплазмы клетки. Усиление цитокинового сигнала при внутриклеточном попадании наночастиц может происходить за счет синтеза инфламмасом, в частности, NALP3. NALP3 инфламмасома – это белковый кластер, образующийся при попадании таких частиц как ионы алюминия, песка, асбеста [3]. Следовательно, усиление цитокинового каскада в ответ на внутриклеточное попадание наночастиц металлов с поверхности дентальных имплантатов, может усиливать провоспалительную сигнализацию и приводить к формированию Т-клеточного иммунного ответа. Дифференцировка субпопуляций Т-клеток, по нашему мнению, в последующем определяет исход тканевой репарации. Так при изначальном формировании Th17, ассоциированных с остеокластогенезом, происходит очищение раневой поверхности костного ложа в области установленного дентального имплантата, с одномоментным распознаванием инородного тела с помощью комплекса наночастиц, расположенных в окисном слое и выделяющихся при свободной эмиссии сразу при контакте с тканями человека. В дальнейшем, при положительном исходе раневого процесса и уменьшении сигнализации от антигенных детерминант в ране, происходит переключение субпопуляций с Th17 на T-reg лимфоциты, являющиеся истинными иммуносупрессорами и определяющими дифференцировку стволовых клеток в сторону костной ткани. Срыв толерантности иммунной системы, а именно переключение субпопуляций Т-лимфоцитов при увеличении нагрузки на клетки иммунной системы за счет накопления наночастиц в костном ложе, при физическом функционировании дентального имплантата, и неспособности к их своевременной элиминации местно, приводит к формированию комплексов наночастиц-микрочастиц, которые вызывают асептическое воспаление с аутоиммунным компонентом. Ранняя гибель иммунокомпетентных клеток, накопление наночастиц до критической дозы, названной нами «Критическая доза наноразмерных металлических частиц» или CDNanoMP (Critical Dose of NanoMetall Particles), является триггером для накопления наночастиц и формирования их комплексов до микронных размеров на фоне развивающегося воспаления [4]. Данная концепция послужила проведению научных исследований на протяжении десяти лет, что потребовало коллаборации с ведущими университетами России. С помощью физических, иммунологических, микробиологических, гистологических, патофизиологических исследований как *in vitro*, так и *in vivo*, с использованием мышинной модели при выполнении экспериментальных исследований, а также клинических исследований до и после проведения операций дентальной имплантации, были получены

новые данные, подтверждающие иммунологическую концепцию остеоинтеграции и дезинтеграции дентальных имплантатов. Результатом данных исследования явилась разработка и публикация трех патентов, подтверждающих актуальность заявленной работы. Основными методами исследования явились: метод динамического светорассеяния - идентификация и характеристика по трем параметрам (размер-D, частота встречаемости ACR- kcps, полидисперсность-%) наноразмерных металлических частиц, расположенных в окисном слое 142 дентальных имплантатов), изучение комплексов «белок-наночастицы» нс помощью супернатантов, полученных с 82 дентальных имплантатов двух систем производителей; трансмиссионная электронная микроскопия (ТЭМ)-форма, размер, элементный состав наночастиц в составе супернатантов, полученных с поверхности дентальных имплантатов и титановых сеток; растровая электронная микроскопия (РЭМ), просвечивающая электронная микроскопия (ПЭМ), просвечивающая растровая микроскопия (ПРЭМ) с z-контрастом для изучения поверхности трех систем дентальных имплантатов и наноразмерных частиц, полученных в составе супернатантов; микробиологические исследования-взаимодействия наноразмерных частиц в составе супернатантов с тремя штаммами: *Staphylococcus aureus*, *Escherichia Coli*, *Pseudomonas aeruginosa*, - с добавлением гретой и интактной сыворотки; метод проточной цитометрии-изучение активации, раннего и позднего апоптоза при совместной культивации супернатантов наноразмерных частиц с клеточной линией THP-1; Микротомографические исследования проводились на микротомографе ТОМАС [5], разработанном в Институте кристаллографии имени А.В. Шубникова ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, с разрешением 9 мкм при использовании полихроматического рентгеновского излучения (максимальная энергия излучения 25 кэВ) и рентгенофлуоресцентный анализ-изучение биоптатов грануляционной ткани, полученных при хирургических ревизиях в области костного ложа и остеоинтегрированного дентального имплантата; гистологические исследования-патофизиологическая экспериментальная модель с использованием инбредных мышей линии Balb/c; проточная цитометрия и иммуноферментный анализ методом мультиплекса для изучения экспрессии цитокинов, при совместном культивировании клеток провоспалительного ряда с наноразмерными частицами, полученными с поверхности дентальных имплантатов при постановке эксперимента на мышинной модели инбредной линии C57Bl/6J; проточная цитометрия и базофильный тест- для предоперационного обследования пациентов и проведения расширенного иммунного статуса, а также персонифицированного подбора системы дентального имплантата для пациентов с аллергостатусом. Результаты проведенных исследований являются составной частью докторской диссертации и будут представлены в виде презентации. В качестве рекомендаций для клинических врачей можно сказать следующее: стандартное предоперационное обследование не выявляет иммунокомпрометированных пациентов. Проведение расширенного иммунного статуса, направленного на идентификацию пациентов с отягощенным аллергоанамнезом, позволяет выявить группу риска, которая требует консультации и лечения у аллерголога-иммунолога перед проведением амбулаторных хирургических вмешательств. Пациентам, входящим в группу риска с выявленным предоперационным уровнем Th2 выше нормы, необходимо проведение модифицированного базофильного теста с целью персонифицированного подбора системы дентальных

имплантатов и профилактики аллергических состояний на приеме и в ходе оперативного вмешательства. Иммунологическое предоперационное обследование позволяет не только проводить профилактику послеоперационных хирургических осложнений, но также выявлять этиологический фактор при их возникновении.

Литература.

1. Medzhitov R., Preston-Hulbert P., Janeway C. A. A human homologue of the Drosophila Toll protein signals activation of adaptive immunity. // Nature, 1997, p. 394-397
2. Ярилин А.А. «Транскрипционные регуляторы дифференцировки Т-хелперов» // М.:Иммунология, 2010, № 3, с.153-168.
3. Schroder K. The inflammasomes / Chen K.W., Groß C.J., Sotomayor F.V., Stacey K.J., Tschoop J., Sweet M.J., Schroder K. // Cell.–2010, vol. 140, pp.821-832.
4. Лабис В.В., Базилян Э.А., Волков А.В., Сизова С.В., Хайдуков С.В., Дьячкова И.Г., Бумаков А.В., Козлов И.Г. Роль иммунных механизмов и оральной микрофлоры в патогенезе периимплантитов // Бюллетень Оренбургского научного центра УрО РАН, 2019, № 3: 1-12 [Электронный ресурс] (URL:<http://elmag.uran.ru:9673/magazine/Numbers/2019-3/Articles/BAB-2019-3.pdf>). doi: 10.24411/2304-9081-2019-13018.
5. Бузмаков А.В., Асадчиков В.Е., Золотов Д.А., Роцин Б.С., Дымшиц Ю.М., Шишков В.А., Чукалина М.В., Ингачева А.С., Ичалова Д.Е. Лабораторные микротомографы. конструкция и алгоритмы реконструкции. // Материалы Первого Российского кристаллографического конгресса. Москва. ВДНХ. 21-26 ноября 2016 г, с. 122.

ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ РАЗВИТИЯ РЕНТГЕНОТЕХНИКИ

**Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Мазуров А.И., Элинсон М.Б., (НИПК «Электрон»),
Денисов А.К. (Университет ИТМО, НИПК «Электрон»)**

Цифровые технологии в рентгентехнике еще не исчерпали своих возможностей. Можно констатировать, как минимум, три основных направления.

I. Следующий революционный шаг будет осуществлен с переходом на плоскопанельные детекторы счета фотонов. Они позволят создать рентгеновские аппараты с функциями, которые недоступны плоскопанельным детекторам с накоплением изображения в самом детекторе. Разработкой детекторов счета фотонов занимаются многие фирмы под эгидой CERN [1-4]. Это многофункциональные детекторы, частным случаем применения которых является рентгентехника. Они состоят из пиксельного детектора, соединенного со считывающим чипом с энергетическим разрешением.

Существующие модули считывающих чипов семейства Medipix, Timerix и других совместимы с разными сенсорными материалами, оптимизированы для разных энергетических диапазонов. В последнее время стала доступной технология TSV сквозных отверстий в кремнии (Through-Silicon-Via), благодаря которой модули можно стыковать с четырех сторон, что позволяет собирать бесшовные детекторы большой площади.

Потенциальные возможности рассматриваемых детекторов определяются регистрацией каждого эффективно поглощенного фотона и его энергии, а также

перенесением накопления изображения в цифровую память. Эти два революционных шага позволили приблизить реальные детекторы к идеальным. Счет фотонов с регистрацией их энергии позволил разложить изображение на ряд спектральных диапазонов, что открывает возможности построения спектрозональных систем с расчетом атомных номеров поглощающих объектов, а также подавления шумов детектора и рассеянного излучения. Разделение функций детектирования и накопления в цифровой памяти приводит к целому ряду преимуществ. Информационная емкость (динамический диапазон) рентгеновского аппарата становится неограниченной, так как она не зависит от детектора и определяется только объемом цифровой памяти. Отсутствует порог со стороны малых экспозиций, поэтому могут регистрироваться очень слабые рентгеновские изображения. Это позволяет использовать более широкую область применения микрофокусных аппаратов. Становится возможным прерывать экспозицию при достижении требуемого качества изображения, так как на мониторе можно наблюдать процесс накопления изображения. Использование микрофокусных рентгеновских трубок и увеличения изображения открывает новые возможности для дефектоскопии. Разрешающая способность ограничивается только размером пиксела детектора. Кроме того, детекторы счета фотонов открывают более широкие возможности представления изображения в цвете.

Для подтверждения этих потенциальных возможностей детекторов счета фотонов в ЛЭТИ проводятся исследования детектора Widelix 5x5 с размером пиксела 55x55 мкм и разрешением 1280x1280 пикселей.

II. Вторым, не менее значимым шагом, является использование в цифровой обработке рентгеновских изображений сверточных нейронных сетей глубокого обучения. Они уже дали ощутимые результаты. Анализ научных публикаций показывает, что сверточные нейронные сети глубокого обучения уже используются в ряде направлений рентгенологии [5,6]. Нейронные сети широко используются в CAD-системах, которые позволяют более точно интерпретировать цифровые снимки и снизить количество ошибок в постановке диагноза из-за недостаточной квалификации, субъективности и усталости рентгенологов. CAD упрощают обнаружение патологии, наметилась тенденция в достижении точности извлечения диагностической информации, превосходящей возможности человека. Задача анализа изображения преобразуется в задачу распознавания структур, что является полным изменением парадигмы. Стали возможными обнаружение и классификация рака молочной железы; обнаружение легочных узелков (в том числе, за ребрами) и их классификация; обнаружение тонких трещин костей; обнаружение рака предстательной железы; обнаружение симптомов COVID-19 на рентгенограммах грудной клетки и др. Использование глубокого обучения в скрининге обеспечивает чувствительность более 85 % и специфичность более 95 %. Ожидается, что применение глубокого обучения в течение нескольких десятилетий станут одним из основных направлений исследований в рентгенологии.

III. Цвет приобретает важное значение в дешифрировании изображений. Это отчетливо прослеживается в радиологии и дефектоскопии. Кроме традиционной окраски псевдоцветом ахроматических изображений получают широкое применение спектрозональные системы. В рентгеновских аппаратах уже освоены двухзональные (двухэнергетические) методы окраски. С появлением детекторов счета фотонов становится

возможным использование многозональных систем, что существенно улучшает дешифрирование. Это убедительно подтверждено в съемках Земли из Космоса.

Рентгеновские системы с детекторами счета фотонов позволяют окрашивать изображения подобно тому, как цветовое зрение человека воспринимает натурные сцены [6] (Бюллетень изобретений № 4 за 2019 г.). Подобный алгоритм предусматривает трансформацию из рентгеновского диапазона числа фотонов, их энергию и дисперсию энергии каждого пикселя рентгеновского изображения в видимую область спектра. Таким образом, произойдет полное согласование свойств изображения с цветовым зрением.

В ближайшие десять лет все три направления исследований будут внедряться в рентгеновские аппараты и постепенно вытеснять традиционную цифровую рентгенотехнику.

Литература.

1. Смолянский П. Н. Изучение пиксельных арсенид-галлиевых детекторов на основе микросхемы ТИМЕРИХ, диссертация кандидата физико-математических наук. ГУ «Дубна» Дубна, 2018.
2. Bronnimann C, Trtib P. Hybrid pixel photon counting X-ray detectors for synchrotron radiation in Synchrotron light sources and free-electron lasers / Cham, Switzerland: Springer International, 2018, pp. 995-1027. doi: 10.1007/978-3-319-14394-1 36.
3. Dinapoli R et al. EIGER: next generation single photon counting detector for X-ray applications / Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A: Accel. Spectrometers Detect. Assoc. Equip.650, 2011, pp. 79-83. doi: 10.1016/j.nima.2010.12.005.
4. Ballabriga R. et al. The Medipix3RX: a high resolution, zero dead-time pixel detector chip allowing spectroscopic imaging / J. Instrum. 8, 2013, C02016. doi: 10.1088/1748-0221/8/02/C02016.
5. Shen D, Wu G., Suk H. Deep Learning in Medical Image Analysis. Annual Review of Biomedical Engineering, 2017, 19, 21-48
6. Litjens G., Kooi T. et al. A Survey on Deep Learning in Medical Image Analysis. Medical Image Analysis, 2017, vol. 42, pp. 60-88.
7. Патент РФ № 2679193 (C2). Бюллетень изобретений № 4, 2019.

ОСОБЕННОСТИ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ОБЪЕКТОВ ВАКУУМНОЙ ТЕХНИКИ НА ПРИМЕРЕ ИССЛЕДОВАНИЯ УЗЛОВ ФОТОПРИЕМНОГО УСТРОЙСТВА

**Ларионов И.А., Староверов Н.Е., Бессонов В.Б., Бакшеев И.К.,
Атаян А.Ю. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)**

В настоящее время как рентгенографические, так и томографические методы исследования находят широкое применение при контроле объектов различного типа [1,2]. В вакуумной технике имеется множество изделий, для которых важна герметичность, отсутствие пор или пузырей в их внутренней структуре и качественное выполнение соединений элементов методом сварки или пайки [3]. Для осуществления контроля указанных случаев может применяться в том числе и томографический метод

контроля. Томографический метод позволяет на основе набора проекционных данных путем применения математических алгоритмов реконструкции восстановить внутреннюю структуру объекта исследования и получить ее трехмерную модель. При необходимости полученная объемная модель может быть проанализирована на предмет определения интересующих особенностей или параметров объекта.

В рамках представленной работы производилось исследование узлов фотоприемного устройства на предмет наличия трещин, нарушающих вакуумную плотность изделия, и нарушений сварных и паяных швов изделия, а также определения особенностей, возникающих при контроле указанного типа объектов. На рисунке 1 представлен внешний вид контролируемого устройства.



Рис. 1. Внешний вид контролируемого устройства.

Для проведения мероприятий по контролю изделия использовался опытный образец томографической системы, разработанной на кафедре электронных приборов и устройств ЛЭТИ совместно с сотрудниками компании ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед».

В основе работы микрофокусного рентгеновского компьютерного томографа лежит метод съемки с прямым геометрическим увеличением объекта исследования, позволяющий, при использовании источника излучения с размером эффективного фокусного пятна рентгеновской трубки на уровне от нескольких десятков до нескольких единиц микрон и менее, в совокупности с геометрией съемки, особенностью которой является расположение объекта исследования как можно ближе к источнику излучения (с учетом геометрии объекта, размеров фокусного пятна и элементарной чувствительной ячейки приемника излучения), получать проекционно увеличенное изображение с высокой пространственной разрешающей способностью [4]. Основными узлами системы являются источник и детектор рентгеновского излучения, а также система позиционирования. Важную роль в работе томографической системы имеет программное обеспечение для ее управления. Используемая в исследовании томографическая система представлена на рисунке 2.



Рис. 2. Томографическая система контроля.

Установка обеспечивает возможность получения набора угловых проекций исследуемого объекта с шагом в $0.225...1.8^\circ$ при напряжениях на рентгеновской трубке от 30 до 150 кВ и допустимой мощности в 10 Вт. Размер фокусного пятна для используемого в установке аппарата составляет 5 мкм. Режимы работы рентгеновского аппарата по напряжению, току и времени экспозиции варьировались с целью получения наивысшей чувствительности контроля – информативности изображений. В результате получения проекционных данных было собрано 800 угловых проекций. На основе разработанного ранее алгоритма томографической реконструкции и полученного набора проекционных данных была произведена процедура реконструкции исследуемого объекта [5]. Ввиду ряда особенностей процесса исследования и непосредственно исследуемого объекта появляется целый ряд отличительных черт результатов исследований.

При проведении процесса томографической реконструкции возникают неточности в результатах восстановления внутренней структуры исследуемого объекта. Наличие неточностей обусловлено появлением артефактов из-за неидеальности оборудования и условий съемки, а также из-за особенностей объектов исследования. Кроме того, используемые в процессе томографического исследования цифровые детекторы рентгеновского излучения приносят определенный уровень шума на результирующие изображения как в виде шума типа соль перец, так и в виде битых пикселей. Последние в свою очередь порождают кольцевые артефакты, которые искажают реконструированные слои и усложняют корректную интерпретацию результатов исследования. На рисунке 3а проиллюстрирована отдельная угловая проекция исследуемого объекта. Рисунок 3, б содержит изображение реконструированного слоя.

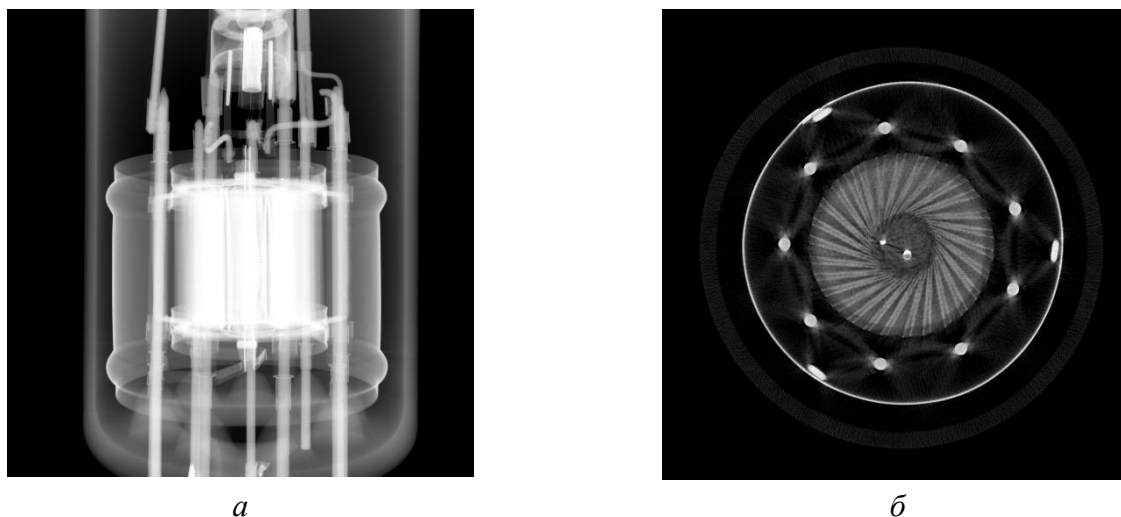


Рис. 3. Результаты томографического исследования: единичная угловая проекция исследуемого объекта (а) и реконструированный слой (б).

На представленном срезе видно наличие металлических и кольцевых артефактов. Ранее были предложены методы борьбы с данными типами артефактов [4, 6]. Однако при проведении дальнейших исследований было обнаружено, что на ряде цифровых детекторов картина битых пикселей несколько меняется, что может быть связано с особенностями внутреннего устройства детекторов и передачи информации с них. В таких случаях предложенный ранее алгоритм программного избавления от битых пикселей не будет давать необходимого уровня ввиду наличия части выбитых пикселей лишь на отдельных угловых

проекциях. Оптимальным способом борьбы с данной проблемой является детектирование данных пикселей и присвоение им значения интенсивности на основе интерполяции соседних с ним пикселей. Данную операцию имеет смысл выполнять лишь для проекций с наличием некорректных пикселей. Для определения наличия битых пикселей на проекционных данных может быть применена нейронная сеть.

Для поиска некорректных пикселей была обучена сверточная нейронная сеть архитектуры ResNet глубиной 50 слоев. Для тренировки сети использовались данные как сгенерированные искусственно (на имеющиеся наборы проекционных данных, полученных на разных детекторах с помощью опытного образца томографической системы, случайным образом добавлялись дискретные некорректные пиксели, скопления пикселей и полноценные линии), так и полученные с различных детекторов. Всего было использовано 42534 снимка. Была применена концепция переноса обучения: использовалась сеть, обученная на наборе данных ImageNet, а при тренировке изменялись веса только полносвязного и последнего сверточного слоев. Сеть обучалась при помощи стохастического градиентного спуска.

Результаты обучения сети приведены в таблице 1.

Табл. 1. Результаты обучения сети для определения некорректных пикселей.

Правильность результатов	Точность	Полнота	F1-метрика
0.91	0.87	0.90	0.80

Критическим моментом с точки зрения работоспособности системы рентгеновской визуализации является наличие радиационных полей, обусловленных потоками не Точность результатов обучения составила 91 % при значении recall в 90 %, что является высоким показателем и говорит о применимости предложенной нейронной сети для задачи контроля некорректных пикселей. Применение предложенной сети позволяет повысить уровень коррекции артефактов и как следствие повысить качество проведения томографической реконструкции.

В результате проведения исследования вакуумного устройства в виде элементов фотоприемного устройства определены основные особенности, которые следует учитывать при проведении томографических исследований подобного рода объектов. Показаны возникающие при реконструкции типы артефактов и определены причины их появления. Указаны способы борьбы с определенными артефактами. В частности, рассмотрен случай случайного появления искаженных линий и пикселей на проекционных данных и предложен метод их детектирования на основе нейронной сети. Тестирование обученной сети показало высокую точность результатов.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках проекта № 19–37–90098 «Исследование и разработка методов повышения качества изображений при томографической реконструкции».

Литература.

1. Bessonov V.B., Larionov I.A. Hardware and software implementation for method of monitoring contact (pointed) welding //AIP Conference Proceedings. – AIP Publishing LLC, 2019, vol. 2089, №. 1, art. 020005.

2. Bessonov V.B. et al. About possibility of detecting micron-size defects in layered structures using the method of microfocus tomography // Journal of Physics: Conference Series. – IOP Publishing, 2017, vol. 872, № 1, art. 012036.

3. Bessonov V.B. et al. A method of monitoring contact (pointed) welding // Journal of Physics: Conference Series. – IOP Publishing, 2018, vol. 967, № 1, art. 012002.

4. Бессонов В.Б., Ларионов И.А., Ободовский А.В. Особенности разработки программно-аппаратных комплексов для микрофокусной рентгеновской компьютерной томографии // Физические основы приборостроения, 2019, т. 8, № 4, с. 23-33.

5. Obodovskiy A.V., Klonov V.V., Larionov I.A. About modernization of the x-ray system for tomographic researches // AIP Conference Proceedings. – AIP Publishing LLC, 2019, vol. 2089, № 1, art. 020014.

6. Бессонов В.Б. и др. Разработка метода коррекции металлических артефактов при томографических исследованиях // Физические основы приборостроения, 2020, т. 9, № 4, с. 54-59.

ОСОБЕННОСТИ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Ларионов И.А., Бакшеев И.К., Атаян А.Ю. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

В последние годы постоянно увеличивается количество сфер и областей, в которых в качестве одного из методов контроля объектов применяют рентгеновскую томографию [1]. Вместе с ее использованием при контроле объектов промышленности, широкое распространение получают исследования биологических объектов [2, 3]. В представленной работе приведен опыт применения метода рентгеновской компьютерной томографии для исследования объектов агропромышленной сферы (различных семян и плодов, предоставленных сельскохозяйственными учреждениями) и медицинской имплантологии.

На кафедре электронных приборов и устройств, совместно с сотрудниками ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», ранее были разработаны опытные образцы томографических систем контроля в настольном варианте (рис. 1, а) и для крупногабаритных объектов (рис. 1, б).



а



б

Рис. 1. Томографическая система контроля: а – настольный вариант, б – для крупногабаритных объектов.

Системы имеют схожую структуру и состоят из детектора и источника рентгеновского излучения, расположенных в рентгенозащитной камере и закрепленных на осях системы перемещений. Используемые в настоящее время в установках источники излучения позволяют исследовать объекты при напряжениях на рентгеновской трубке до 150 кВ. Для проведения исследований в обеих системах используется единая схема съемки.

Согласно используемой рентгенооптической схеме съемки, объект исследования жестко фиксируется на предметном столике, который может перемещаться в вертикальном (для настройки положения объекта исследования в плоскости детектора) и горизонтальном (для настройки коэффициента геометрического увеличения) направлениях. После этого производится получение набора проекционных данных путем дискретных перемещений предметного столика с объектом вокруг своей оси. Дискретный шаг перемещения обуславливает количество получаемых проекций, при этом с ростом количества проекций растет как качество получаемых результатов, так и необходимые для проведения исследования время и объем памяти ЭВМ. Практика проведения исследований показала, что оптимальное количество проекций с точки зрения соотношения «затраченное время/качество получаемых результатов», составляет 400-800. Принципиальная схема проведения томографических исследований на указанных установках является общей и представлена на рисунке 2.

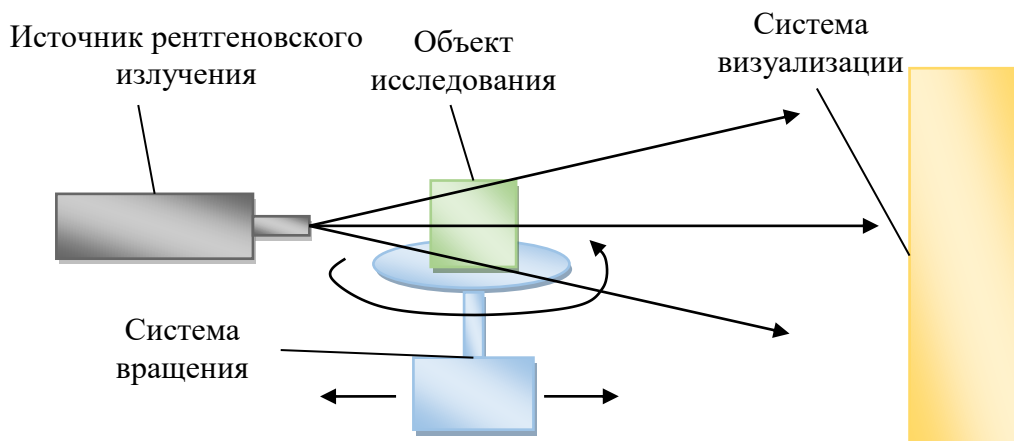


Рис. 2. Принципиальная схема томографа.

Для управления представленными томографическими установками используется разработанное ранее программное обеспечение [4], позволяющее как непосредственно осуществлять набор проекционных данных исследуемого объекта, так и решать задачу томографической реконструкции и трехмерной визуализации получаемых результатов исследования. В ряде случаев для повышения возможностей анализа результатов может применяться программный инструмент получения произвольно ориентированных срезов, позволяющий в дальнейшем определять геометрические параметры отдельных элементов исследуемого объекта.

Первым рассматриваемым в работе объектом является косточка крысы с введенными в нее имплантатами, изготовленными из перспективного нового материала. В данном случае задачей проведения томографического исследования было определение положения имплантатов в костной ткани, а также оценка степени резорбции материала исходя из полученных результатов. На рисунке 3, а представлен пример одной из полученных угловых

проекций объекта. Результаты трехмерной визуализации и получения продольного среза, совпадающего по ориентации с расположением одного из имплантатов представлены на рисунке 3, *б* и 3, *в* соответственно.



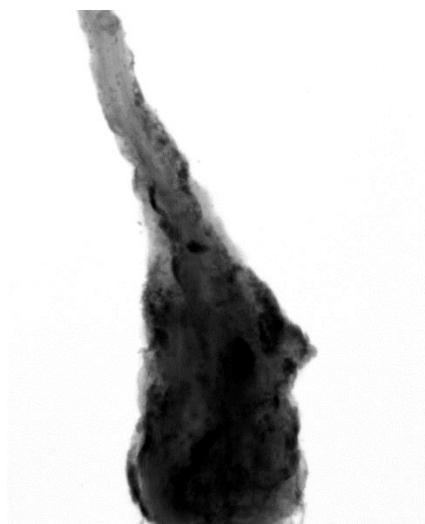
Рис. 3. Результаты томографического исследования кости крысы и имплантатами:
а – проекция, *б* – трехмерная визуализация, *в* – ориентированный срез.

На трехмерной визуализации отчетливо видны три введенных специалистами имплантата, текущие геометрические параметры которых могут быть определены на основе ориентированных вдоль их срезов. Сравнение исходных размеров вводимых объектов с полученными в ходе исследований позволяют оценить степень резорбции материала. Подобным образом было проведено исследование 7 объектов, содержащих введенные имплантаты, и одного контрольного объекта без проведенных посторонних вмешательств.

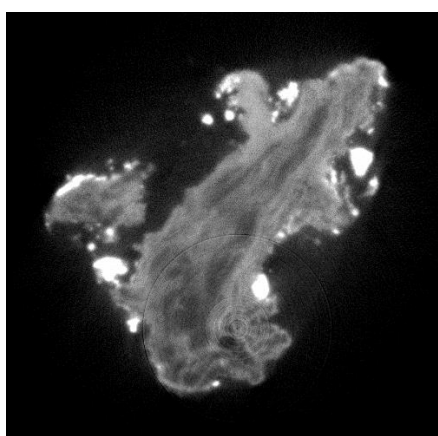
Вторым блоком объектов контроля в работе были грецкий орех и корнеплоды сахарной свеклы. Чаще всего при необходимости проведения контроля данных объектов рентгеновскими методами достаточно ограничиться использованием традиционной рентгенографии. Однако, применение томографического метода контроля позволяет повысить информативность проводимых исследований за счет получения внутренней структуры объекта. Целью исследования корнеплодов свеклы являлось определение характерных признаков наличия заражений. На рисунке 4, *а* приведена фотография исследуемого объекта, а на рисунке 4, *б* – его рентгенограмма. Рисунок 4, *в* демонстрирует реконструированный продольный срез сахарной свеклы, а рисунок 4, *г* содержит трехмерную визуализацию исследуемого объекта в разрезе. По сравнению с результатами традиционной рентгенографии, применение томографического метода контроля позволила увидеть внутренние неоднородности свеклы и их ориентацию.



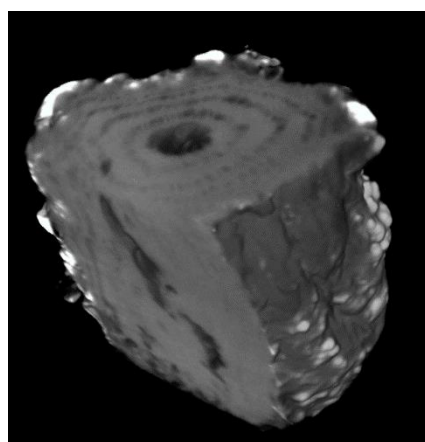
а



б

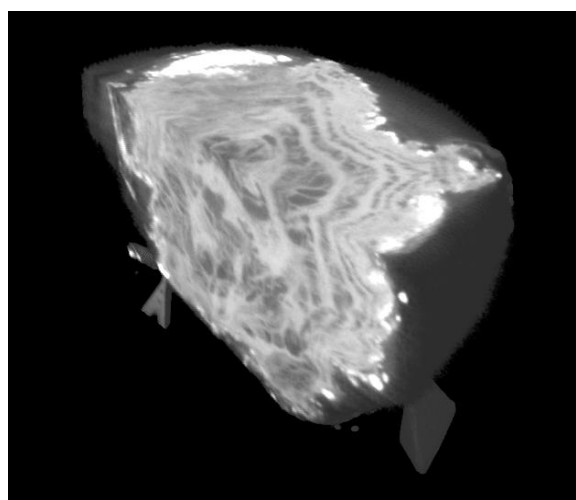


в

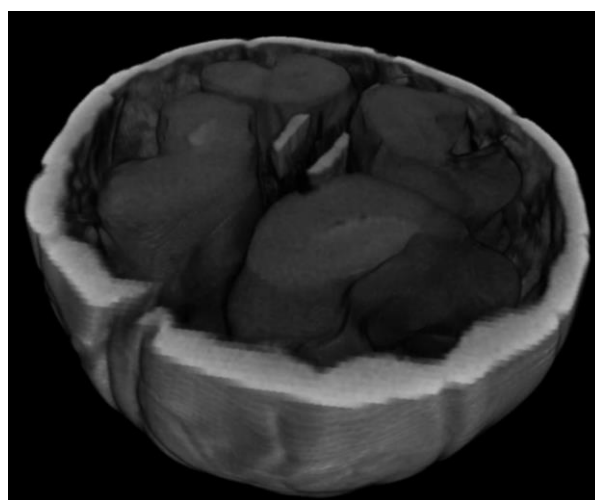


г

Рис. 4. Результаты исследования сахарной свеклы:
а – фотография объекта, *б* – рентгенографическая проекция,
в – реконструированный срез, *г* – трехмерная модель в разрезе.



а



б

Рис. 5. Трехмерные модели результатов томографических исследований (в разрезе):
а – сахарная свекла, *б* – грецкий орех.

Детальное рассмотрение внутренней структуры семян и плодов позволяет определить в них наличие неоднородностей, как характерных для объектов исследования, так и, возможно, являющихся характерными признаками заболеваний сельскохозяйственных культур.

Результаты проведенных и представленных исследований в настоящее время переданы специалистами, предоставившим объекты контроля, для проведения ими необходимой интерпретации исследований.

Литература.

1. Ларионов И.А. Особенности томографических исследований протяженных объектов // СПБНТОРЭС: труды ежегодной НТК, 2021, № 1, с. 287-288.
2. Obodovskiy A.V., Bessonov V.B., Larionov I.A. Features of the practical application of microfocus x-ray tomograph in biomedical engineering // AIP Conference Proceedings. – AIP Publishing LLC, 2019, vol. 2140, № 1, art.. 020049.
3. Васильев А. Ю. и др. Сравнительный анализ возможностей различных видов конусно-лучевой томографии в экспериментальном исследовании корневых каналов зубов до и после заполнения инородными материалами высокой плотности (Часть 1) // Радиология–практика, 2020, № 5, с. 46-53.
4. Патент № 2015660387 Российская Федерация. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программа для определения содержания золота в породе «Goldfinger»: заявл. 03.08.2015: опубл. 20.10.2015. / Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Потрахов Н.Н., Староверов Н.Е., Терентьева О.В., Холопова Е.Д.

РАСПОЗНАВАНИЕ ОТДЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ ПО РЕНТГЕНОВСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ С ПОМОЩЬЮ СВЁРТОЧНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ

***Староверов Н.Е. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Камышанская И.Г. (СПбГУ, СПб ГБУЗ
«Городская Мариинская больница»), Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Александрович В.Ю. (ПСПбГМУ им. И.П. Павлова)***

На сегодняшний день свёрточные нейронные сети являются одним из самых перспективных инструментов анализа изображений. Они широко используются как для классификации, так и для сегментации изображений. Особый интерес представляет использование нейронных сетей для медицинских систем поддержки принятия решений. Важно отметить, что алгоритм автоматизированного поиска патологических изменений на рентгенограмме не может заменить врача и поставить диагноз, однако должен помочь медицинскому работнику, обратив его внимание на те изображения, на которых с высокой долей вероятности есть патология. Использование моделей на основе свёрточных нейронных сетей в системах поддержки принятия решений позволит повысить выявляемость заболеваний при скрининговых исследованиях, в частности органов грудной клетки.

Для создания модели, распознающей отдельных заболеваний органов грудной клетки по рентгеновским изображениям в прямой проекции, были собраны наборы данных для

обучения и тестирования модели. Обезличенные рентгенограммы органов грудной клетки (ОГК) были получены из рентгеновского отделения СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница». Все снимки были размечены опытными врачами-рентгенологами.

Всего было собрано 1600 рентгеновских снимков грудной клетки в передней прямой проекции. Из них: 644 снимка были без патологических изменений, 504 – с рентгеновскими признаками пневмонии, 248 – с ателектазом легких и 204 – с эмфиземой мягких тканей.

В данной работе была выбрана библиотека PyTorch [1]. Была использована модель архитектуры ResNet101 [2], которая на сегодняшний день широко применяется для классификации изображений. Использовалась сеть, обученная на наборе данных ImageNet. Ввиду того, что изображения из ImageNet достаточно сильно отличаются от рентгеновских снимков ОГК, потребовалось обучать не только последний слой (классификатор), но и последний и предпоследние свёрточные слои. Наилучших результатов удалось достичь, используя для обучения различных слоев отличающиеся скорости. Так наименьшую скорость обучения имел свёрточный слой, находящийся ближе всего ко входу сети, а наибольшую – линейный классификатор.

При использовании предобученных свёрточных нейронных сетей можно работать только с изображениями размера 224x224 пикселя, что обусловлено особенностями тренировки сети. В ходе исследования было замечено, что применение простого сжатия медицинских изображений приводит к значительным ошибкам при классификации (при сжатии медицинских изображений формата 2000x2000 пикселей к формату 224x224 пропадает ценная диагностическая информация).

Для преодоления указанной проблемы к рентгеновским снимкам применялся алгоритм, повышающий резкость и контраст деталей изображения [3]. Изображение сжималось до размера 1024x1024 пикселя. При помощи экспертов-рентгенологов было установлено, что в таком случае потери информации на снимках минимальны.

Для того чтобы иметь возможность работать с изображениями 1024x1024 пикселя (которые позволяют передать больше деталей изображения) в начало сети были добавлены несколько слоев. Архитектура модифицированной сети показана на рисунке 1. Для всех свёрточных слоев выполняется свертка с ядром размером 5x5 элементов. В свёрточный слой включен дополнительный слой с функцией активации (ReLU).

Слои субдискретизации уплотняют карту признаков, каждая группа пикселей 2x2 уплотняется до 1. Такой подход позволил выделить и запомнить более мелкие объекты на изображениях, чем при использовании изображений с разрешением 224x224 пикселя.

В качестве функции ошибки была использована бинарная кросс-энтропия BCE (Binary cross-entropy loss). Выражение для расчета функции ошибки:

$$BCE_loss = \sum_{c=1}^C \sum_{n=1}^N -w_{n,c} (y_{n,c} \cdot \log(x_{n,c}) + (1 - y_{n,c}) \cdot \log(1 - x_{n,c})) \quad (1)$$

Для разработанной модели было проведено 30 экспериментов с определением параметров по случайной сетке, в результате чего сеть была обучена с наиболее оптимальными параметрами. Тренировка сети осуществлялась 92 эпохи и была выполнена на графическом процессоре для сокращения времени обучения. В ходе обучения

максимизировалась полнота, так как в задачах, связанных с поиском патологии, больший вес имеют пропущенные случаи, а не ложные срабатывания.

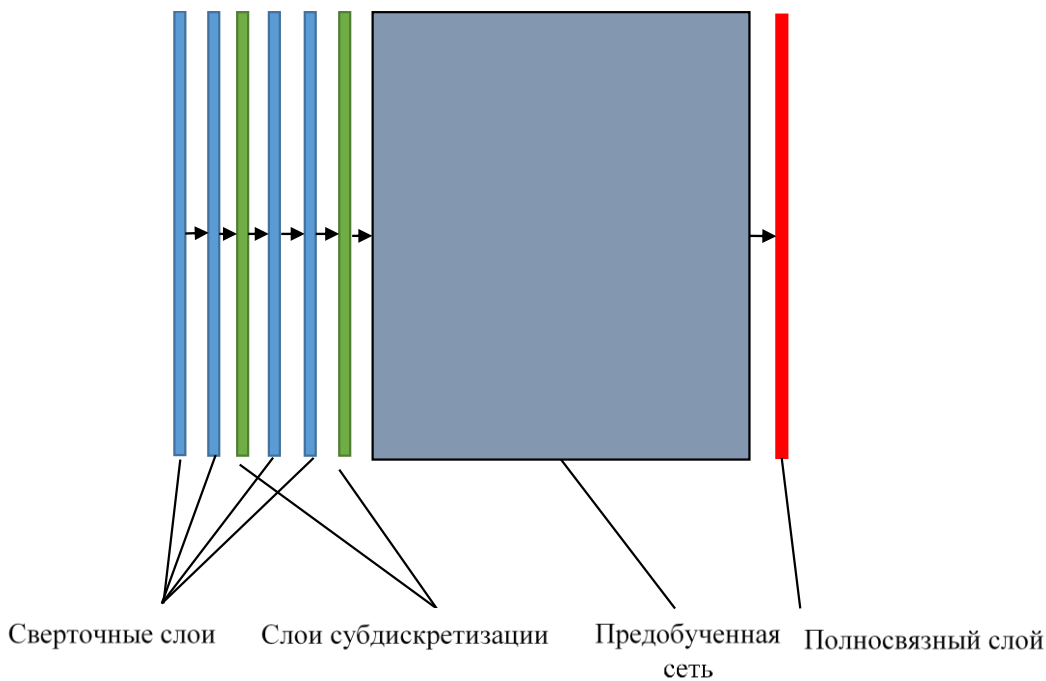


Рис. 1. Архитектура предлагаемой модели.

Результаты работы модели на тестовой выборке показаны на рисунке 2, где представлена матрица ошибок, построенная по тестовой выборке. Каждая строка матрицы представляет истинные классы, в то время как каждый столбец представляет предсказанный класс. Классу 0 соответствует отсутствие патологий, классу 1 – ателектаз, классу 2 – пневмония, а классу 3 – эмфизема мягких тканей.

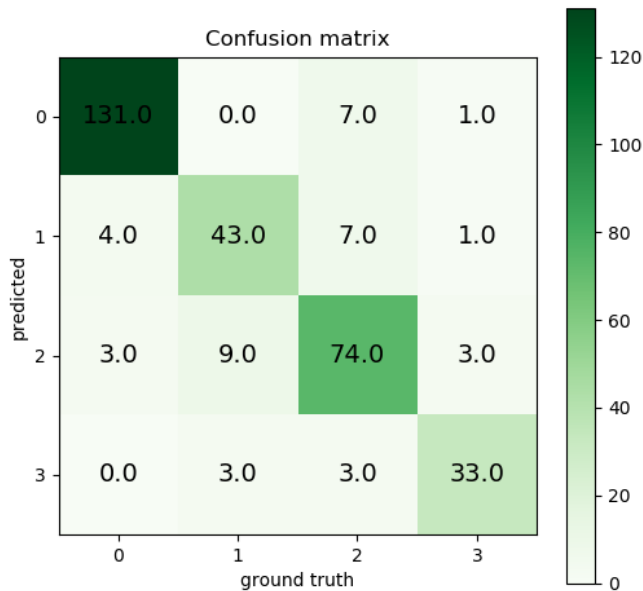


Рис. 2. Матрица ошибок.

Как видно из рисунка 2, наибольшее количество ошибок модель допускает между классами пневмония и ателектаз. Кроме того, лучше всего определяется класс «без патологии». Результаты проверки модели на тестовой выборке представлены в таблице 1.

Табл. 1. Результаты тестирования модели.

Патология	Результаты		
	Точность	Полнота	F1-метрика
Ателектаз	0.887	0.855	0.870
Пневмония	0.828	0.901	0.863
Эмфизема мягких тканей	0.900	0.947	0.923

Как видно из таблицы 1, модель удовлетворительно распознает патологические проявления со стороны органов грудной клетки по рентгеновским изображениям. Наибольшей точности распознавания удалось достичь для класса эмфизема.

Если использовать модель для диагностики патологий без их дифференцирования, то полнота определения патологий достигает 0.98, что позволяет использовать разработанную модель в системах поддержки принятия решений.

Для проверки корректности работы модели была выполнена визуализация при помощи «тепловых» карт [4]. «Тепловая» карта показывает какие области изображения вызвали наибольший отклик модели для определенного класса. На рисунке 3 представлен рентгеновский снимок, на котором диагностирован ателектаз легкого и тепловая карта для категории «ателектаз».

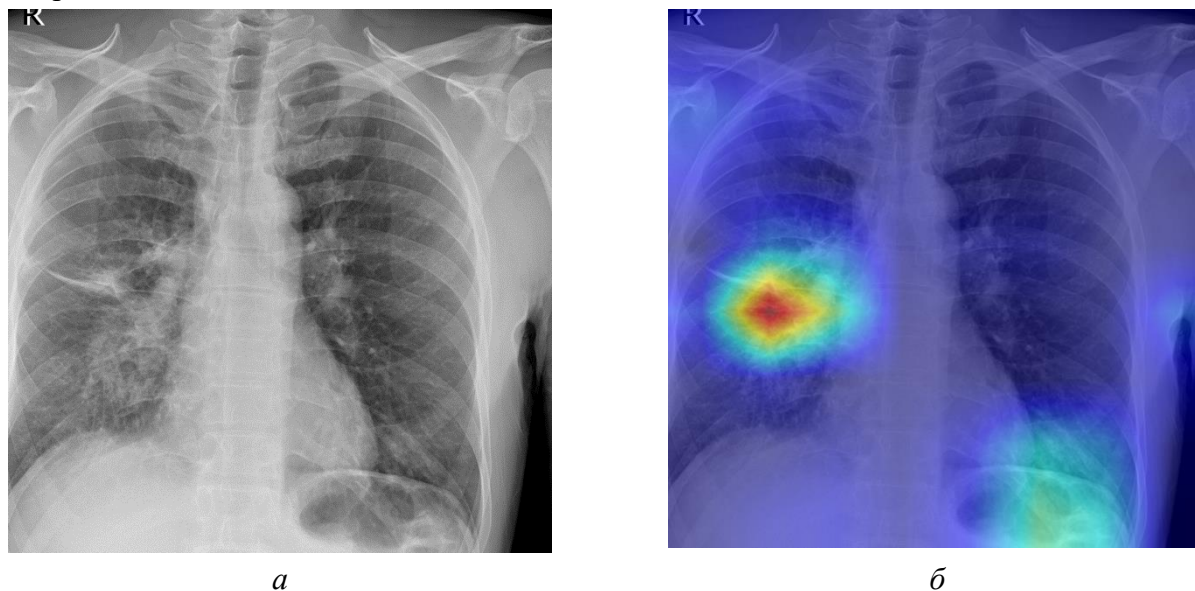


Рис. 3. Рентгеновский снимок (а) и соответствующая классу «ателектаз» «тепловая» карта (б).

Как видно из рисунка, за активацию категории ателектаз отвечает корректная группа пикселей изображения.

Таким образом, была разработана модель на основе свёрточной нейронной сети архитектуры ResNet101, которая может определять патологические изменения по рентгеновским снимкам органов грудной клетки. Для всех типов патологий были достигнуты значения f-меры более 0.85, что сравнимо с данными недавних работ схожей тематики.

При использовании модели для определения патологии без уточнения её типа достигается полнота 0.98, что позволяет использовать разработанную модель в системах поддержки принятия решений.

Детальное рассмотрение внутренней структуры семян и плодов позволяет определить в них наличие неоднородностей, как характерных для объектов исследования, так и,

возможно, являющихся характерными признаками заболеваний сельскохозяйственных культур.

Литература.

1. Paszke A. et al. Pytorch: An imperative style, high-performance deep learning library // Advances in neural information processing systems, 2019, vol. 32, pp. 8026-8037.
2. He K. et al. Deep residual learning for image recognition // Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition, 2016, pp. 770-778.
3. Staroverov N.E. et al. Development of digital processing method of microfocus X-ray images Journal of Physics, 2017.
4. Selvaraju R.R. et al. Grad-cam: Visual explanations from deep networks via gradient-based localization // Proceedings of the IEEE international conference on computer vision, 2017, pp. 618-626.

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ВТОРИЧНЫХ СПЕКТРОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Староверов Н.Е., Александрова А.А.,
Чебыкин А.П., Бавкунова И.Ю. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

В работе [1] описан разработанный авторами программный комплекс для моделирования первичного спектра излучения рентгеновских трубок различных типов. Основные математические выкладки, использованные для разработки комплекса, приведены в [2]. Программный комплекс позволял рассчитывать первичный спектр тормозного и характеристического излучения с учетом формы и материала мишени, электрических параметров трубки и набора фильтров первичного излучения. Дальнейшие работы в указанном направлении позволили модернизировать комплекс, в котором реализована возможность корректного расчета спектра, возбуждаемого в исследуемом образце в ходе рентгенофлуоресцентного анализа. Как известно, чтобы определить интенсивность линий характеристического излучения образца, необходимо учесть вклад, который в возбуждение вносят тормозная и характеристическая составляющие спектра. Интенсивность i -ой линии вторичного характеристического излучения, возбужденной q -ой характеристической линией первичного спектра можно рассчитать как

$$I_{iq} = \frac{I_{xq} \cdot s}{4 \cdot \pi \cdot r^2} \left(1 - \frac{1}{S_{iq}} \right) \cdot \omega_i \cdot p \cdot \frac{\tau_q^i \cdot C_i}{\frac{\mu_q}{\sin(\varphi)} + \frac{\mu_i}{\sin(\psi)}}, \quad (1)$$

где I_{xq} – интенсивность характеристической линии первичного излучения, s – площадь образца, r – расстояние от рентгеновской трубки до образца, C_i – концентрация возбуждаемого элемента, $1-1/S_{iq}$ – доля поглощения на данном уровне, ω_i – выход флуоресценции, p – доля флуоресценции, приходящаяся на рассчитываемую линию, τ_q^i – массовый коэффициент фотопоглощения атомами возбуждаемого элемента линии первичного излучения, μ_q – массовый коэффициент ослабления атомами возбуждаемого

элемента линии первичного излучения, μ_i – массовый коэффициент ослабления атомами возбуждаемого элемента i -й линии вторичного излучения, φ и ψ – соответственно углы падения первичного и отбора вторичного излучения (рис. 1).

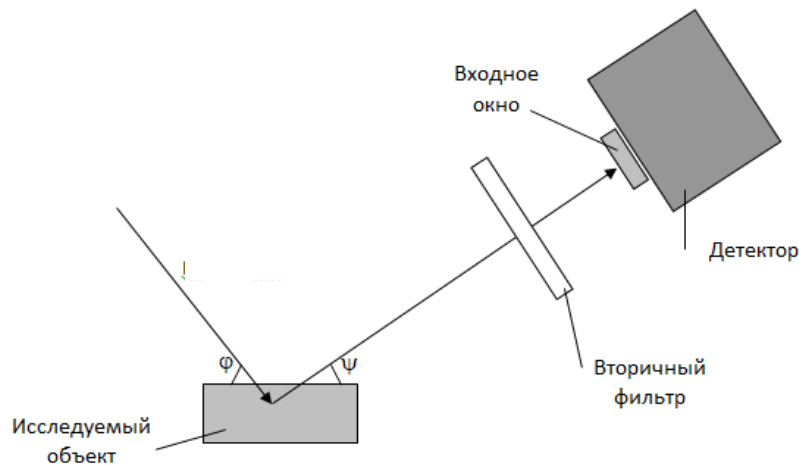


Рис. 1. Рентгенооптическая схема для расчета в РФА.

Интенсивность i -ой линии вторичного характеристического излучения, возбужденной тормозной составляющей первичного спектра можно рассчитать по формуле:

$$I_{it} = \frac{s}{4 \cdot \pi \cdot r^2} \left(1 - \frac{1}{\text{Siq}} \right) \cdot \omega_i \cdot p \cdot C_i \cdot \int_{E_q}^{E_o} \frac{\tau^i(E) \cdot I_t(E)}{\frac{\mu(E)}{\sin(\varphi)} + \frac{\mu_i}{\sin(\psi)}} dE, \quad (2)$$

где $\tau^i(E)$ – зависимость массового коэффициента фотопоглощения для атомов возбуждаемого элемента, $I_t(E)$ – зависимость интенсивности первичного тормозного излучения, $\mu(E)$ – зависимость массового коэффициента ослабления для атомов возбуждаемого элемента. Тогда

$$I_i = I_{it} + \sum_q I_{iq}. \quad (3)$$

Однако в случае, если в образце, кроме определяемого элемента А имеется дополнительный химический элемент В, излучение которого способно возбуждать атомы элемента А, то интенсивность аналитической линии А будет описываться как

$$I_i = I_i^A (1 + \gamma_A^B), \quad (4)$$

где I_i^A – интенсивность i -ой линии вторичного излучения, обуславливаемая первичным излучением рентгеновской трубки, а γ_A^B – вклад, обуславливаемый возбуждением характеристической линии элемента А характеристической линией элемента В. Этот вклад можно рассчитать по формуле

$$\gamma_A^B = \frac{\tau_{ml}^B}{2} \cdot r_q^B \cdot \omega_q^B \cdot p_{qj}^B \cdot C_B \cdot \frac{\tau_{mj}^A}{\tau_{ml}^B} \cdot L_{AB}. \quad (5)$$

(более подробно выражение и все его составляющие раскрыты в [2,3]. Для получения полного вклада эффекта второго порядка нужно провести суммирование по всем j -линиям всех В-элементов, то есть

$$\gamma_A = \sum_B \sum_j \gamma_A^{Bj}. \quad (6)$$

Для учета рассеянного первичного излучения, попадающего в детектор, используются выражения

$$I_{rt}(E) = \frac{I_t(E) \cdot s}{4 \cdot \pi \cdot r^2} \cdot \frac{\sigma_m(E)}{\mu_m(E) \cdot \left(\frac{1}{\sin(\varphi)} + \frac{1}{\sin(\psi)} \right)} \quad (7)$$

для тормозной составляющей первичного спектра и

$$I_{rxq} = \frac{I_{xq} \cdot s}{4 \cdot \pi \cdot r^2} \cdot \frac{\sigma_m(E_{xq})}{\mu_m(E_{xq}) \cdot \left(\frac{1}{\sin(\varphi)} + \frac{1}{\sin(\psi)} \right)}, \quad (8)$$

для характеристических линий первичного спектра. При этом массовый коэффициент рассеяния излучения на образце определяется как

$$\sigma_m = C_A \cdot \sigma_m^A + C_B \cdot \sigma_m^B + \dots + C_H \cdot \sigma_m^H. \quad (9)$$

Далее учитывается ослабление полученного сложного спектра на пути от образца до детектора, а также функция эффективности детектора, учитывающая его эффективность и спектральную чувствительность.

Разработанная с использованием указанных математических выражений программа, являющаяся развитием [3] позволяет изменять при расчете следующие значения: конфигурацию и материал мишени и выпускного окна рентгеновской трубки; ток и напряжение трубки, геометрические параметры рентгенооптической схемы (расстояния трубка – объект и объект – детектор), толщину и материал первичного и вторичного фильтров (имеется возможность моделирования сложных (многослойных) фильтров), для вторичных фильтров моделируется вклад флуоресценции в спектр от исследуемого образца, углы падения первичного излучения на образец и отбора флуоресцентного излучения с образца, состав образца (имеется возможность моделировать многокомпонентный образец (до пяти элементов) с диапазоном концентраций от 10^{-5} до 100%), состав среды между трубкой, объектом и детектором (воздух, вакуум, гелий и т.п.), характеристики детектора (толщина входного окна, разрешение и эффективность). Вид рабочего окна программы показан на рисунке 2.

В результате того, что разрешение детекторов рентгеновского излучения ограничено, резкие скачки на спектре тормозного излучения при регистрации получают сглаженными, а острые пики характеристического излучения – размытыми. Поэтому для сравнения реальных и расчетных спектров использовался тот же прием, что и в работах [2, 4] – свертка истинного спектра (в нашем случае расчетного) с аппаратурной функцией детектора (разрешением), причем учитывалось, что разрешение детектора представляет собой функцию, значение которой зависит от энергии регистрируемых квантов.

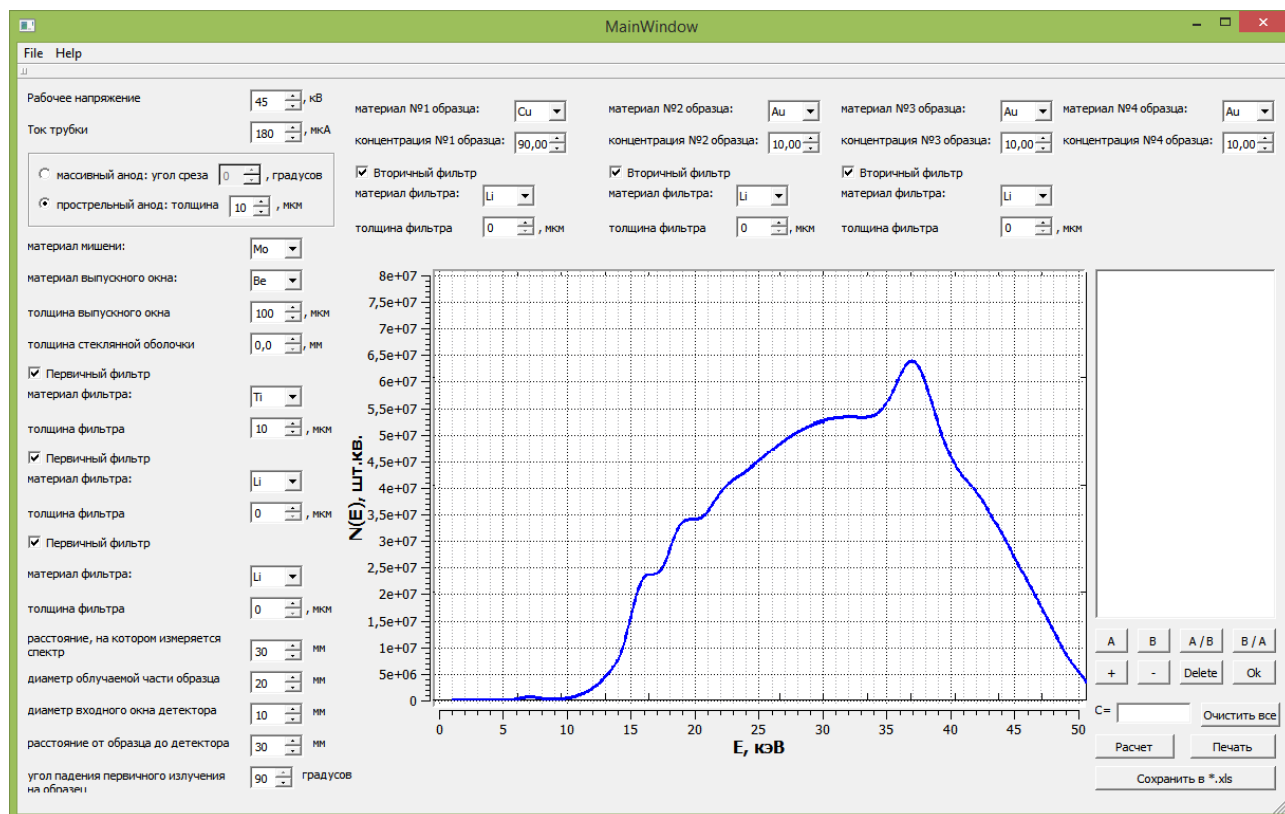


Рис. 2. Внешний вид рабочего окна программы «Спектрон-РФА».

Для сравнения на рисунке 3 приведен спектр, полученный на энергодисперсионном спектрометре БРА-18 и рассчитанный с использованием разработанной программы.

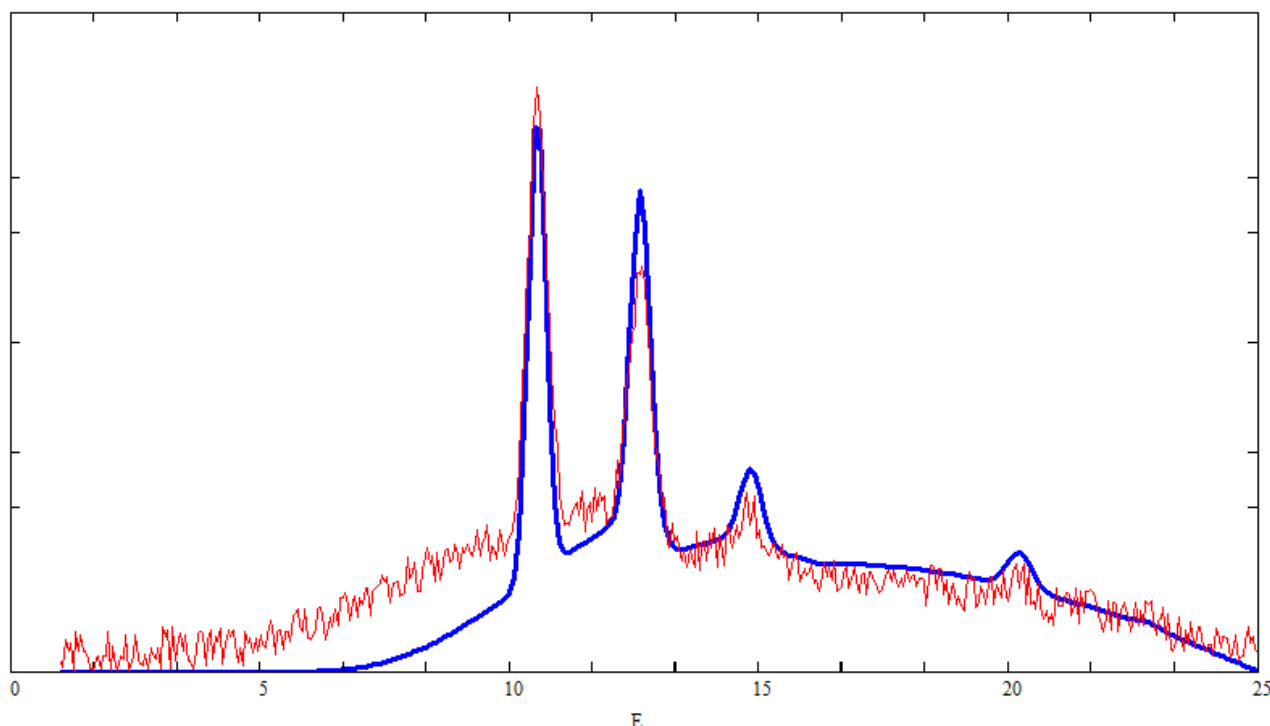


Рис. 3. Наложение результата измерений на БРА-18 и спектра, смоделированного в программе «Спектрон-РФА» (1 % свинец в матрице H_3VO_3).

Видна удовлетворительная сходимость спектров (в области малых энергий расхождения связаны с шумами детектора и большей толщиной первичного фильтра, взятой при расчетах), что позволяет использовать разработанный программный комплекс в задачах

спектрального анализа химического состава различных объектов, определить аналитические характеристики энергодисперсионного анализатора при решении конкретной задачи анализа.

Работа выполнена в рамках проекта НР/ЭПУ-73.

Литература:

1. Программный комплекс для моделирования спектрального распределения потока излучения рентгеновской трубки. Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Староверов Н.Е., Палханов И.С. // IV международная научно-практическая конференция: «Современные концепции научных исследований» Евразийский Союз Ученых (ЕСУ) # V, 2014 | Технические науки. С. 41-42
2. Грязнов А.Ю. Разработка аппаратурных и методических способов повышения аналитических характеристик энергодисперсионного рентгенофлуоресцентного анализатора», Дисс. к.т.н, 2004, СПб.
3. Программа для моделирования спектров излучения «Спектрон». Программа для ЭВМ, № 2014618547, дата государственной регистрации в Реестре программ для ЭВМ – 25 августа 2014 г.
4. Лукьянченко Е.М., Грязнов А.Ю., Моделирование вторичных спектров и спектров рассеянного излучения в энергодисперсионном рентгеноспектральном анализе. // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 1/2004 С. 27-34.

ПОВЫШЕНИЕ АНАЛИТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК РЕНТГЕНОФЛУОРЕСЦЕНТНОГО СЕПАРАТОРА ЗОЛОТА

***Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Староверов Н.Е., Александрова А.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Баранов И.М. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»), Гук К.К. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

В контексте стратегических задач создания новой техники и технологий добычи золота в связи с постепенным истощением богатых месторождений активно ведутся работы, посвященные предварительному обогащению руд рентгенорадиометрическими методами [1]. Однако на данный момент не существует методики сепарации именно золота с использованием рентгеноабсорбционного или рентгеноспектрального анализа [2]. В связи с этим в СПбГЭТУ последние годы проводится разработка аппаратуры и методик для рентгенофлуоресцентной сепарации золота. Реализация указанного проекта позволит обеспечить России обладание передовыми технологиями в этой области.

На настоящем этапе проведено исследование факторов, позволяющих повысить чувствительность и точность анализа за счет оптимизации параметров блока детектирования. Система регистрации в сепараторе основана на специально разработанном и изготовленном блоке детектирования, предназначенном для преобразования квантов рентгеновского излучения в диапазоне энергий от 4 до 60 кэВ в электрические импульсы напряжения положительной полярности. Технические характеристики приведены в таблице 1.

Табл. 1. Технические характеристики блока детектирования.

Характеристики	Не более
Рабочее напряжение, В	1700
Энергетическое разрешение на линии $MnK\alpha$, %	18
Габаритные размеры, мм	190 x 135 x 35
Масса, кг	0.45
Амплитуда сигнала на выходе блока, В	7
Длительность импульса на выходе блока, мкс	2
Размеры входного окна, мм	55 x 17

В состав блока входят: детектор, усилитель-формирователь, высоковольтный и низковольтный источники питания. Внешний вид устройства изображен на рисунке 1.

Выходной сигнал представляет импульс квазигауссовой формы длительностью 1 мкс на половине высоты. Максимальная амплитуда сигнала при работе прибора на нагрузку до 1 кОм не менее 7 В. Таким образом, параметры прибора обеспечивают регистрацию сигналов при подключении к его сигнальному выходу стандартного АЦП с входным диапазоном от 0 до 5 В. Прибор позволяет плавно регулировать высокое напряжение питания счетчика и тем самым изменять коэффициент усиления сигнала. Питание прибора осуществляется от сетевого адаптера постоянным напряжением 15 В.



Рис. 1. Внешний вид блока детектирования.

Амплитудное распределение сигналов, генерируемых при облучении блока рентгеновскими квантами изотопа Fe^{55} находится в пределах от 15 % до 15.6 %. Смещение пика в амплитудном распределении за 8 часов работы не превышает 3-х каналов.

Для анализа спектров и управления элементами макета была разработана программа, позволяющая визуализировать регистрируемый спектр и осуществлять управление макетом [3].

Целью работ на этом этапе проекта являлось повышение возбуждения L -серии золота в породе, снижение наложения рассеянного излучения характеристических линий материала анода на L -серию золота, минимизировать влияние рассеянного фона первичного тормозного

излучения в спектральной области регистрации *L*-серии золота. К сожалению, на этапе опытной эксплуатации макета материалом анода рентгеновской трубки является вольфрам, что не позволяет в полной мере убрать наложение рассеянных линий характеристического излучения вольфрама на линии золота. Влияние рассеянного излучения от поддона и коллиматора (сталь) было минимизировано использованием алюминиевых (на поддон) и серебряных (на пластины коллиматора) накладок.

Ниже представлены результаты отработки режимов регистрации и выделения аналитической линии золота.

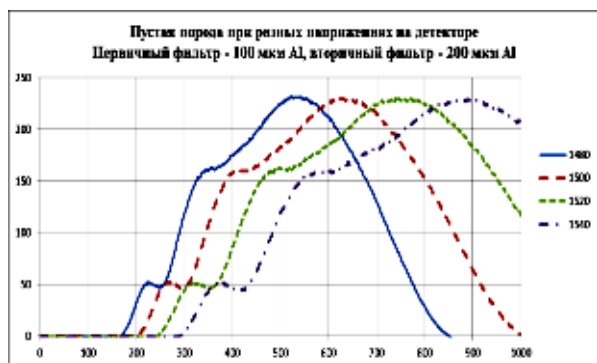


Рис. 3. Спектр от пустой породы при различных напряжениях.

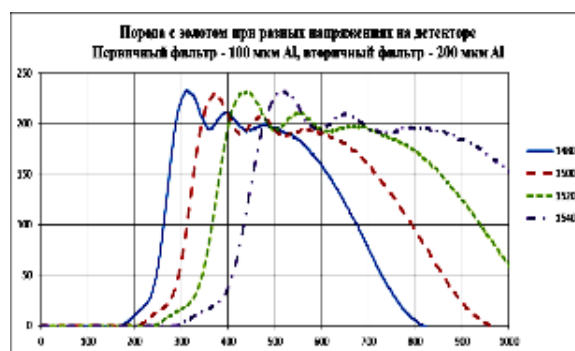


Рис. 4. Спектр от породы с золотом при различных напряжениях.

Изменение рабочего напряжения газового пропорционального детектора влияет сразу на несколько факторов, однако основным является следующая зависимость – чем меньше напряжение, тем больше энергетическое разрешение детектора (меньше разброс формируемых амплитуд электрических импульсов), а чем больше напряжение – тем больше чувствительность (больше амплитуда формируемого электрического импульса от квантов с малой энергией). На представленном спектре пустой породы видны линии от рассеянного излучения вольфрама (например, для напряжения 1480 В – 220 и 340 каналы) и основной спектр рассеянного тормозного излучения (коротковолновая граница в районе 850 канала соответствует 25 кэВ максимальной энергии квантов в спектре при 25 кВ, поданных на трубку). В принципе, существенной разницы в спектрах в зависимости от напряжения, поданного на трубку, не отмечается, поэтому в качестве рабочего напряжения выбрано 1520 В, что для аналитических линий золота будет соответствовать примерно середине регистрируемого диапазона (рис. 4). Как видно из рисунка при наличии тест-объекта (участка породы, содержащего золото), отчетливо виден интересующий нас сигнал (в районе 560 канала для напряжения 1520 В на детекторе).

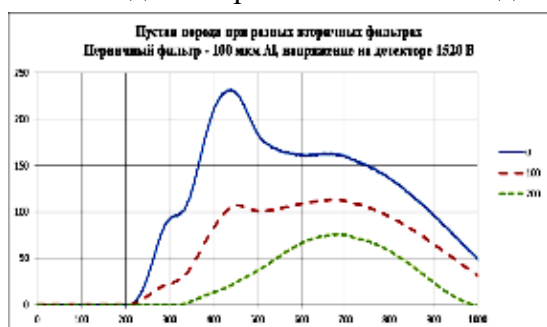


Рис. 5. Спектр от пустой породы при различной толщине фильтра.

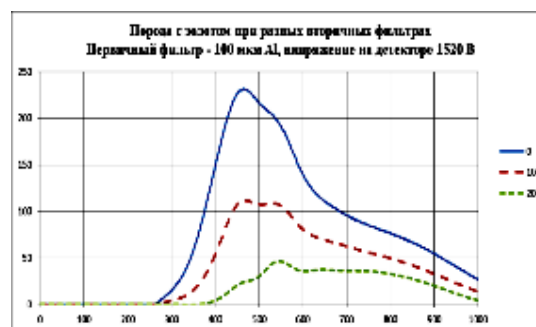


Рис. 6. Спектр от породы с золотом при различной толщине вторичного фильтра.

Важнейшим фактором оптимизации регистрируемого спектра является вторичная фильтрация излучения. На рисунках 5 и 6 представлены спектры регистрируемого излучения от пустой породы и от золота.

Представленные спектры наглядно подтверждают эффективность предложенной фильтрации – алюминиевый фильтр толщиной 200 мкм практически полностью подавляет рассеянное характеристическое излучение вольфрама от анода (рис. 5, 450 канал) и позволяет с гораздо большей эффективностью регистрировать излучение аналитической линии золота (рис. 6, 550 канал). На рисунках 7 и 8 представлены зависимости интенсивности от концентрации золота в тестовом образце. Здесь в качестве тестового образца использовалась накладываемая на породу полоса сусального золота шириной 3 мм (полоса породы, облучаемая первичным пучком) и длиной 5, 10 и 15 мм. С учетом толщины сусального золота (9 мкм) и его плотности (19.32 г/см^3) масса образцов в облучаемой области составляла 2.6, 5.2 и 7.8 мг.

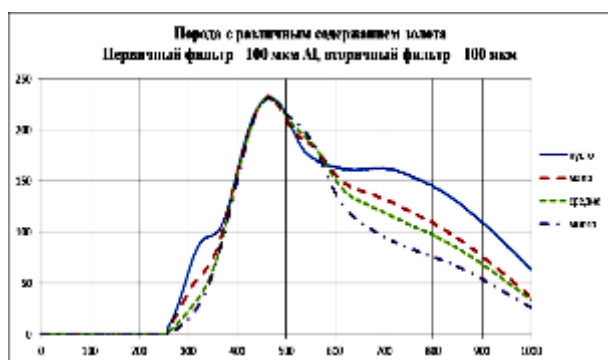


Рис. 7. Зависимость спектра от концентрации золота (Al фильтр 100 мкм).

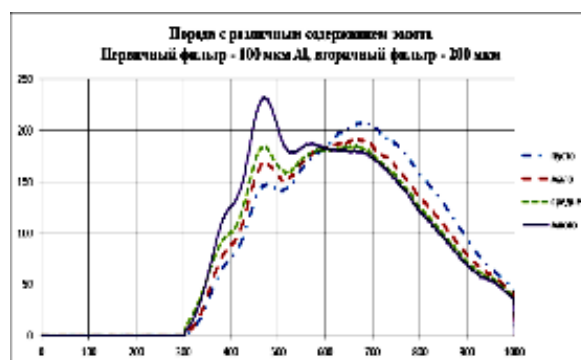


Рис. 8. Зависимость спектра от концентрации золота (Al фильтр 200 мкм).

Соотношение интенсивностей участков спектра в диапазонах 550 – 600 и 600 – 650 каналов позволяет установить однозначную корреляцию спектра с содержанием золота в анализируемой породе.

Необходимо отметить, что в данном случае подразумевается одинаковая интенсивность рассеянного излучения от пустой породы. В этом случае для алгоритма работы шибера достаточно было бы ввести просто пороговое значение, например, в диапазоне 550-600 каналов (то есть при условии, что сигнал в этом диапазоне больше какой-то интегральной величины, подается команда на отсечку). Однако в реальности при различном количестве кусков породы в облучаемой области спектр рассеянного излучения может отличаться в 1.5-2 раза, поэтому необходимо учитывать несколько диапазонов регистрируемого спектра и для формирования сигнала отсечки необходимо учитывать их соотношение. На указанный алгоритм в настоящее время подготовлена заявка на полезную модель.

По завершении работ по модернизации макета сепаратора (в первую очередь – после замены материала анода трубки) будет проведена окончательная отработка методики формирования сигнала управления на основе спектральной зависимости.

Работа выполнена в рамках проекта НР/ЭПУ-73.

Литература:

1. Патент № 2595826 Российская Федерация. Способ определения количественного содержания самородного золота в руде: заявл. 28.07.2015: опубл. 27.08.2016. / Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Бессонов В.Б., Староверов Н.Е., Холопова Е.Д.
2. Лосев Н.Ф., Смагунова А.Н. Основы рентгеноспектрального флуоресцентного анализа. – М.: Химия, 1982. – 206 с.
3. Патент № 2015660387 Российская Федерация. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программа для определения содержания золота в породе «Goldfinger»: заявл. 03.08.2015: опубл. 20.10.2015. / Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Потрахов Н.Н., Староверов Н.Е., Терентьева О.В., Холопова Е.Д.

**НОВЫЕ И МОДЕРНИЗИРОВАННЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ
АО «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН» ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ,
СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА, ТЕРАПИИ И МЕДИЦИНСКОЙ
ДИАГНОСТИКИ**

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

При изготовлении рентгеновских приборов необходимо учитывать множество факторов сложного электровакуумного производства. Ежегодно проводится большая работа по улучшению качества выпускаемых рентгеновских трубок (далее – «РТ»), а именно, работа над качеством и скоростью обработки деталей и точностью их изготовления. Ведется поиск более чистых и качественных материалов, и оптимизация процессов сборки и улучшения конструкций РТ. 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 (1,1кВт) на малом фокусном пятне и 44 мА (5,3кВт) на большом фокусном пятне для получения снимков за время экспозиции 0,1 секунды при размерах фокусных пятен 0,6 / 1,8 мм соответственно. Трубка прошла проверку в моноблоках отечественных производителей медицинской техники и была признана соответствующей заявленным параметрам, а в некоторых аспектах превышающей импортный аналог.

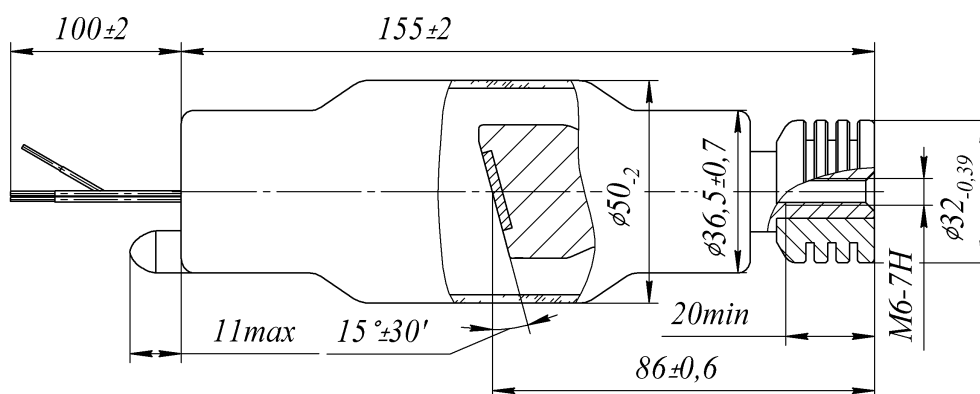


Рис. 1. Рентгеновая трубка 1,1БДМ41-120.

Рентгеновские трубки с вращающимся анодом широко используются в современной медицинской рентгенодиагностической аппаратуре. Внедрение и широкое распространение рентгенотелевидения в медицинскую рентгеновскую аппаратуру потребовало улучшить параметры рентгеновских трубок с вращающимся анодом в части вибрации и шума узла вращения трубки, определяющих качество получаемых рентгеновских изображений при проведении рентгенодиагностических исследований.

Одновременно с увеличением нагрузки на анод и с уменьшением времени экспозиции для увеличения срока службы трубок требуется увеличение числа оборотов анода до 9700 об/мин.

АО «Светлана-Рентген» в предыдущие годы провело работу по модернизации конструкции узла вращения трубок серии БД. На базе разработанных вариантов узлов вращения создана серия новых рентгеновских трубок - аналогов широко используемых импортных медицинских рентгеновских трубок для рентгенодиагностики. На рисунках ниже представлены данные РТ.

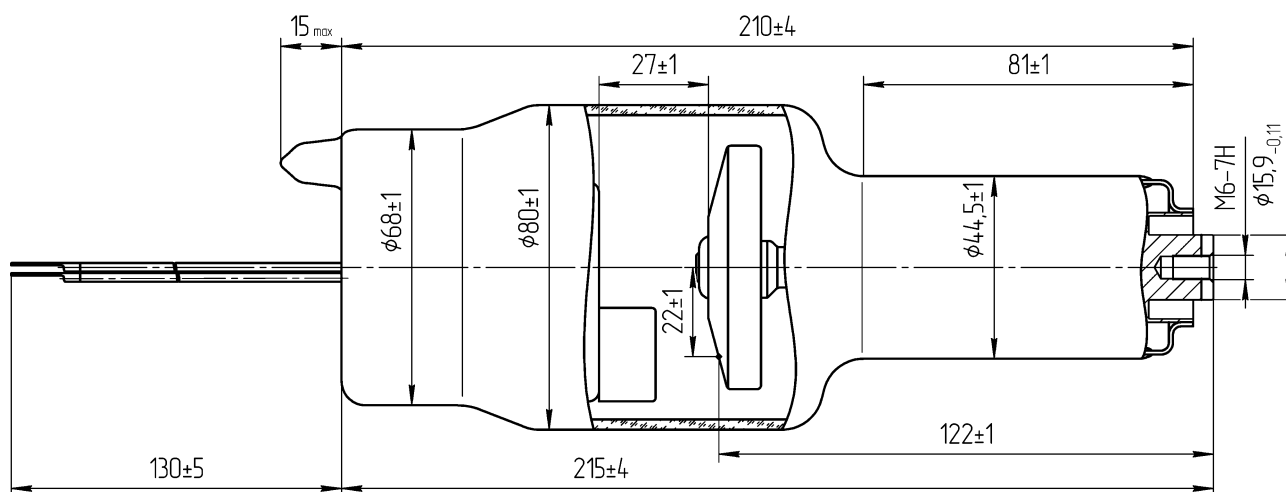


Рис. 2. Рентгеновая трубка 20-54БД68-130.

РТ 20-54БД68-130 является прямым аналогом итальянской трубки RTM-30 используемой в большинстве моноблоков отечественных производителей. РТ БД68 успешно прошла тестирование у наших потребителей и сейчас проходит ресурсные испытания.

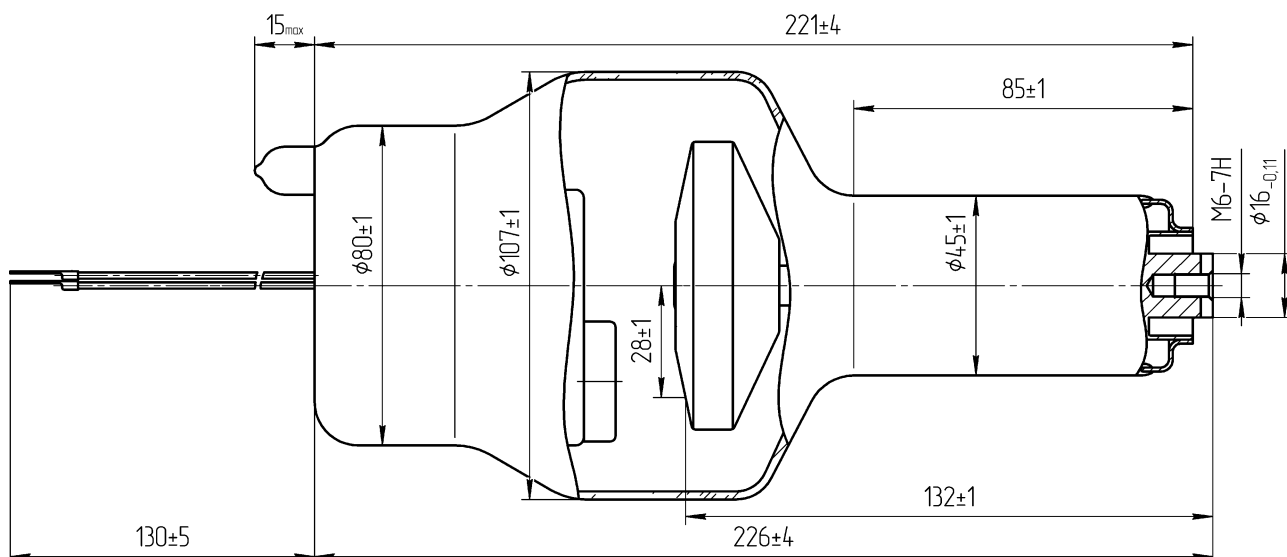


Рис. 3. Рентгеновская трубка 27-75БД67-150.

Проведенная модернизация РТ 14-40БД65-125 привела к появлению трубки 27-75БД67-150 которая по своим параметрам заменяет трубку E7252 и RTM782HS. Данная РТ используется в составе кожухов ХН-121 и ХН-106 для изготовления серийного излучателя ИРД67 нашим партнером компанией «Светлана-СЭД».

Трубка для спектрометрических задач

В конце 2019 года завод получил ТЗ от компании АО «ИЦ «Буревестник»» по разработке малогабаритной рентгеновской трубки для спектрального анализа с торцевым выходом рентгеновского излучения через бериллий толщиной 0,5 мм с нанесенной на него мишенью из хрома с диапазоном рабочих напряжений от 10 кВ до 50 кВ с мощностью 50 Вт с дополнительной системой охлаждения в виде тепловых трубок. К сентябрю 2020 года, в сотрудничестве с представителями заказчика, РТ была разработана и прошла все необходимые испытания на АО «Светлана-Рентген». К сегодняшнему дню были завершены испытания в аппаратуре заказчика (АСВ-3) в режиме 30 кВ 1600 мкА (48 Вт) и сейчас РТ проходит ресурсные испытания на предприятии АО «ИЦ «Буревестник»»

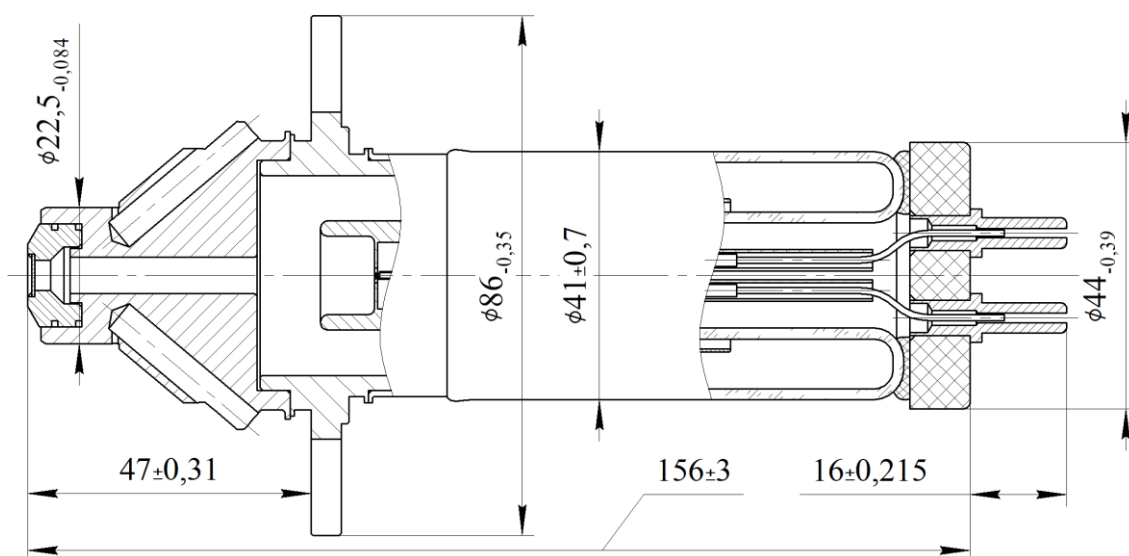


Рис. 4. Рентгеновская трубка 0,05БХ20-Сr.

Рентгеновские трубки с массивным анодом

Для рынка дефектоскопии потребовалась трубка с номинальным напряжением 200 кВ и размером фокусного пятна 0,5 на 0,8 мм с мощностью в непрерывном режиме 200 Вт и в повторно-кратковременном – 300 Вт. В линейке нашей продукции присутствует трубка 0,2БПМ64-200 (Зки) которая первоначально и использовалась потребителями для решения требуемых задач. Проблема заключалась лишь в том, что трубка не обеспечивала оптимально необходимого рабочего поля облучения (минимум 60х60 градусов) и не допускала длительного использования в повторно-кратковременном режиме при мощности 300 Вт. На сегодняшний день разработана трубка 0,2БПМ82-200 которая обладает всеми вышеперечисленными параметрами. Данная РТ была длительно протестирована в условиях завода и передана на ресурсные испытания потребителю. Данная РТ предназначена, в первую очередь, для установки в аппараты для промышленного просвечивания, но также имеет возможность использоваться в досмотровых комплексах.

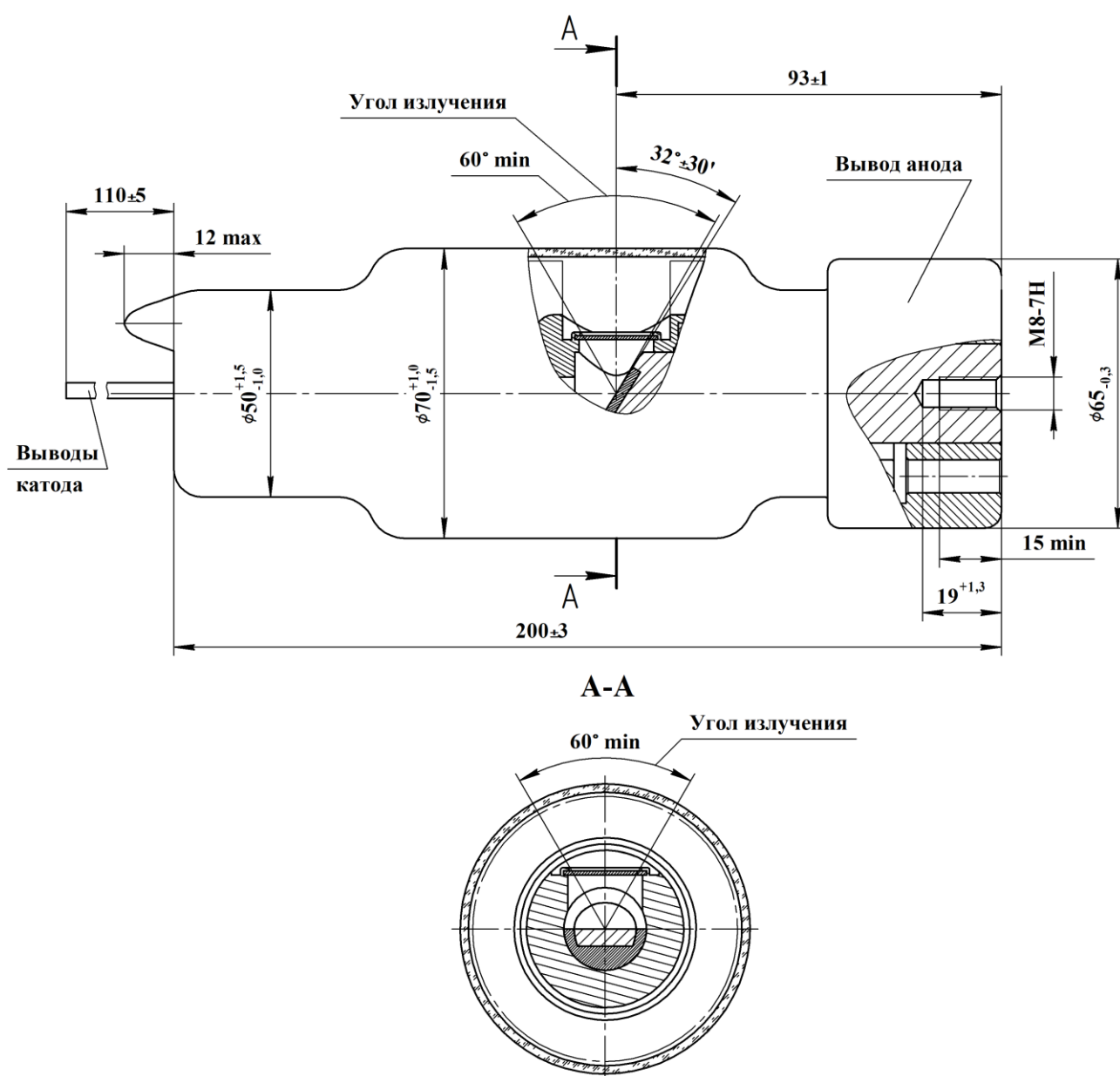


Рис. 5. Рентгеновская трубка 0,2БПМ82-200.

Как видно из изложенного выше, АО «Светлана-Рентген» ведет активную работу по созданию новых приборов и всегда готово работать с интересными и перспективными проектами для развития как отечественной, так и мировой промышленности.

Литература.

1. Баклин А.С., Курбанов В.Р., Куликов Н.А. Новые рентгеновские трубки ЗАО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля и терапии (2016-2017г.г.) / III Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции, 2016, с. 48-51.

2. <http://www.uniqueservices.ru/novosti/apparat-papillon-50-lechenie-raka-pryamoy-kishki-i-kozhi-v-shveytsarskoy-klinike>.

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

Подписано в печать 22.11.21. Формат 60×84 1/16.
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 8,5.
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»**