



*VII Всероссийская  
научно-практическая  
конференция производителей  
рентгеновской техники*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ  
26 – 27 НОЯБРЯ 2020**

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ  
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

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

**ПРОГРАММА  
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

**26 – 27 ноября 2020 г.**

**Санкт-Петербург  
2020**

VII Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2020. 135 с.

ISBN 978-5-7629-2787-1

#### **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 НΠΑО «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., к.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  
Фурсей Г.Н., д.ф.-м.н., проф., вице-президент РАЕН, заслуженный деятель науки РФ  
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 978-5-7629-2569-3

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2020

## ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

*Уважаемые коллеги!*

*Рад приветствовать вас на VII Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники!*

*Сложившаяся эпидемиологическая обстановка внесла коррективы в нашу повседневную жизнь и в нашу научную работу. Поэтому в этом году основной формат работы нашей с вами конференции – дистанционный, однако часть участников выразила желание участвовать в работе конференции очно – и мы искренне рады видеть их в стенах нашего университета.*

*Работа конференции будет проходить 26 и 27 ноября в стенах СПбГЭТУ «ЛЭТИ» и режиме видео-конференции. Часть конференции, запланированная к проведению на территории АО «Светлана-Рентген», также будет проведена в режиме удаленного доступа.*

*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 прошлогодний опыт, мы решили расширить секцию медицинского приборостроения и ждем докладов о результатах разработок в области технических средств и методов медицинской диагностики.*

*Уважаемые коллеги, от студентов до академиков, мы всегда рады видеть вас среди участников нашей конференции.*

*Зав. кафедрой электронных приборов  
и устройств СПбГЭТУ,*



*Потрахов Н.Н.*

# ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

26 ноября 2020

Пленарное заседание (конференц-зал 3 корпуса)

- 9<sup>30</sup> Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10<sup>00</sup> Торжественное открытие конференции**  
*Тарасов С.А., д.т.н., директор департамента науки СПбГЭТУ*  
*Потрахов Н.Н., д.т.н., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (сопредседатель)*  
*Элинсон М.Б., к.т.н., президент АО «НИПК Электрон»*
- 10<sup>30</sup> Современные рентгеновские трубки и источники излучения на их основе**  
*Потрахов Н.Н.*
- 10<sup>45</sup> Особенности формирования электронного потока в рентгеновских трубках с термокатодами**  
*Дармаев А.Н., Морев С.П., Потрахов Н.Н., Баклин А.С., Саблин В.М.*
- 11<sup>00</sup> Тенденции развития современного рентгеноспектрального приборостроения**  
*Лукьянченко Е.М.*
- 11<sup>20</sup> Возможности оценки стекловидности пшеницы методом рентгенографии**  
*Потрахов Н.Н., Антонов Р.Ю., Рутковская Т.С.*
- 11<sup>35</sup> Новые исполнения плоскопанельных рентгеновских детекторов отечественного производства**  
*Устинов А.О.*
- Сравнительный анализ производительности процессоров Эльбрус 8С при обработке изображений в системах рентгеновской инспекции печатных плат**  
*Устинов А.О.*
- 12<sup>05</sup> Методы прикладного измерения характеристик фокусного пятна микрофокусных рентгеновских аппаратов**  
*Авакян А.К.*
- Учёт скрытых особенностей микрофокусных рентгеновских аппаратов при разработке систем визуализации**  
*Авакян А.К.*
- 12<sup>35</sup> Микрофокусная рентгенография товарного зерна**  
*Белецкий С.Л.*
- 12<sup>50</sup> Обед**
- 14<sup>00</sup> Спектр излучения импульсных рентгеновских источников на основе полупроводникового прерывателя тока (SOS)**  
*Комарский А.А., Корженевский С.Р., Комаров Н.А.*
- 14<sup>15</sup> Применение сверточных нейронных сетей для бинарной классификации рентгеновских снимков**  
*Комаров Н.А., Комарский А.А., Корженевский С.Р.*
- 14<sup>30</sup> Многофазный расходомер «Урал-МР»**  
*Аминов О.Н., Бондаренко Т.В., Коваль П.А., Михайлов В.В., Полихов С.А., Прокудин М.С., Резанов И.Н., Сабитов А.Ф., Шабрин А.В., Юнусов Р.Р.*

- 14<sup>45</sup> **Разработка режимов органавтоматики для рентгенографии детей различных возрастных групп**  
*Шолохова Н.А., Блинов Н.Н., Станкевич Н.Е.*
- 15<sup>00</sup> **Цветовое контрастирование в постобработке компьютерных томограмм**  
*Камышанская И.Г., Черемисин В.М., Шехтман К.В., Мазуров А.И., Денисов А.К.*
- 15<sup>15</sup> **Оценка изменений в структуре КТ-диагностики в связи с эпидемией COVID-19 в 2020 году на примере городской много профильной больницы**  
*Дружинина П.С., Чипига Л.А., Водоватов А.В., Загузов В.С., Камышанская И.Г., Меркулов Д.В., Исправникова Ю.С., Приц В.В.*
- 15<sup>30</sup> **Сравнение методов оценки качества изображения в компьютерной томографии**  
*Чипига Л.А., Беркович Г.В., Водоватов А.В.*
- 15<sup>45</sup> **Сравнение протоколов ПЭТ/КТ-исследований с контрастной и нативной КТ-фазой**  
*Петрякова А.В., Чипига Л.А.*
- 27 ноября 2020**
- 10<sup>00</sup> **Новые методические подходы при нормировании рентген-показателей скрытой поврежденности для партий зерна различного целевого назначения**  
*Прияткин Н.С., Архипов М.В., Щукина П.А., Гусакова Л.П., Рутковская Т.С., Потрахов Н.Н., Староверов Н.Е., Тюкалов Ю.А.*
- 10<sup>15</sup> **Рентгеносемиотика инородных материалов в корневых каналах препаратов удаленных зубов по данным микрофокусной конусно-лучевой компьютерной томографии**  
*Ничипор Е.А., Петровская В.В., Алпатова В.Г., Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б., Староверов Н.Е., Кисельникова Л.П., Шевченко М.А., Белозерова Н.Н., Белозеров М.М.*
- 10<sup>30</sup> **Периодический контроль КТ: денситометрия**  
*Кручинин С.А., Петрайкин А.В., Артюкова З.Р., Смирнов А.В., Семенов Д.С., Морозов С.П.*
- 10<sup>45</sup> **Дозы облучения и радиационные риски при рентгенологических исследованиях органов грудной клетки детей с COVID-19**  
*Шацкий И.Г., Поздняков А.В., Панунцева К.К., Набиева А.С., Пузырев В.Г., Баннова С.Л., Капырина Ю.Н.*
- 11<sup>00</sup> **Оценка эффективных доз при рентгенографии недоношенных детей с использованием специализированных рентгеновских аппаратов**  
*Водоватов А.В., Потрахов Ю.Н., Потрахов Н.Н., Алхазивили А.В.*
- 11<sup>15</sup> **Совершенствование подходов к радиационным авариям в медицине на примере компьютерной томографии**  
*Водоватов А.В., Рыжов С.А., Чипига Л.А.*
- 11<sup>30</sup> **Оценка структуры КТ-исследований пациентам с коронавирусной инфекцией на стационарном этапе лечения**  
*Каростик Д.В., Водоватов А.В., Соколович Е.Г.*

- 11<sup>45</sup> **Технические задачи и решения при разработке комплекса дистанционной лучевой терапии**  
*Лобжанидзе Т.К.*
- 12<sup>00</sup> **Новые и модернизированные рентгеновские трубки АО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля, спектрального анализа и терапии**  
*Баклин А.С., Оголенко В.Р., Шпекторова Н.Ю., Парфирьев С.А., Беспалов С.Н., Куликов Н.А.*
- 12<sup>15</sup> **Четвертое поколение цифровых рентгеновских детекторов**  
*Денисов А.К., Потрахов Н.Н., Мазуров А.И.*
- 12<sup>30</sup> **Разработка датчика дозы рентгеновского излучения**  
*Клонов В.В., Ларионов И.А., Бессонов В.Б., Бакшеев И.К.*
- 12<sup>45</sup> **Современное состояние индукционных ускорителей для систем контроля и досмотра крупногабаритных объектов**  
*Штейн М.М., Касьянов В.А.*
- Опыт применения новых источников рентгеновского излучения для неразрушающего контроля изделий авиационной техники**  
*Степанов А.В., Никитин Р.А., Усачев Е.Ю.*
- Развитие досмотровых систем для контроля крупногабаритных грузов и багажа**  
*Усачев Е.Ю., Усачев В.Е.*
- 13<sup>05</sup> **Обед**
- 13<sup>45</sup> **Об обработке рентгеновских томографических проекций, собранных в разных схемах**  
*Чукалина М.В., Арлазаров В.В., Николаев Д.П.*
- 14<sup>00</sup> **Модель объемных источников тепла в мишенях микрофокусных рентгеновских трубок прострельного типа**  
*Козлов Е.А., Трубицын А.А., Фефелов А.А., Грачев Е.Ю.*
- 14<sup>15</sup> **Разработка мощного источника рентгеновского излучения для набора дозы облучения исследуемого объекта**  
*Тимофеев Г.А., Потрахов Н.Н., Дмитриев А.С., Бахтеев Р.А., Вересов В.Н.*
- 14<sup>30</sup> **Установка для интраоперационной рентгенотерапии «ОнкоРобот»**  
*Дмитриев А.С., Потрахов Н.Н., Никитин С.А., Харламов В.В., Вересов В.Н.*
- 14<sup>45</sup> **Портативное термовизионное устройство «Теплосканер»**  
*Ростачев С.А., Потрахов Н.Н., Клонов В.В., Атаян А.Ю.*
- 15<sup>00</sup> **Распознавание патологий на рентгеновских снимках грудной клетки при помощи сверточных нейронных сетей**  
*Староверов Н.Е., Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Гук К.К.*
- 15<sup>15</sup> **Исследование рентгенооптической схемы и режимов работы рентгенофлуоресцентного сепаратора золота**  
*Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Староверов Н.Е., Александрова А.А., Гук К.К.*
- 15<sup>30</sup> **Торжественное закрытие конференции**

## ОСОБЕННОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОННОГО ПОТОКА В РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБКАХ С ТЕРМОКАТОДАМИ

*Дармаев А.Н., Морев С.П. (АО НПП «Торий»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),  
Баклин А.С. (АО «Светлана-Рентген»), Саблин В.М. (АО НПП «Торий»)*

Рентгеновские трубки уже давно и прочно занимают широкую нишу источников рентгеновского излучения. Одно из актуальных направлений развития рентгеновской техники связано с разработкой микрофокусных и малогабаритных технологических установок. Электронно-оптические системы (ЭОС) рентгеновских трубок в таких установках должны обеспечивать формирование электронного потока, диаметр которого в плоскости поверхности мишени должен иметь по возможности малый размер (порядка 10-100 мкм), наряду с близкой к равномерному распределению плотности тока в поперечном сечении электронного потока. Это выдвигает дополнительные требования к формированию в области электронной пушки и дальнейшей транспортировке электронного потока в электронно-оптической системе рентгеновской трубки.

Получение электронного потока малого размера с требуемым профилем плотности тока в поперечном сечении электронного потока с малым первеансом и относительно невысокой величиной ускоряющего потенциала вызывает определенные проблемы при его формировании электронной пушкой и фокусирующей системой. Одной из таких проблем является наличие разброса поперечных составляющих скоростей электронов термокатода. Рассмотрению вопросов, связанных с формированием электронного потока в ЭОС рентгеновских трубок с термокатодом и посвящена настоящая работа.

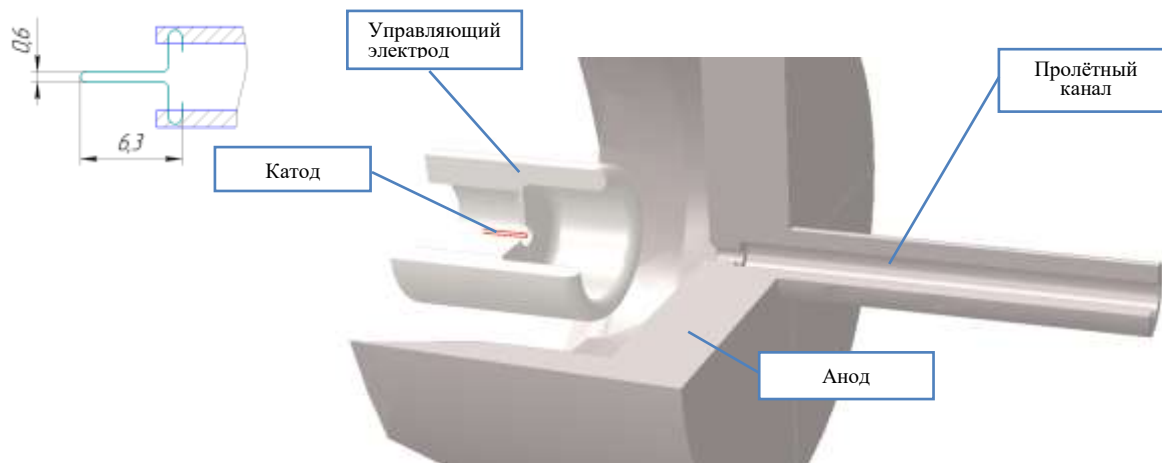


Рис. 1. Трехмерная модель электронной пушки с прямонакальным катодом.

Анализировалась электронная пушка с прямонакальным катодом, модель которой представлена на рисунке 1. Катод электронной пушки представлял собой вольфрамовую проволоку, изогнутую и размещенную внутри молибденового держателя. При токе накала 3,0÷4,0 А температура катода составила 2200÷2500 °К, за счет чего происходит удлинение проволоки на 0,3 мм и из-за жесткого закрепления некоторая деформация. Вследствие малого перепада температуры по катоду, эмиссия электронов происходит со всего катода и в этом случае большое значение имеет провисание электрического потенциала анода внутрь отверстия управляющего электрода. Дальнейшие расчёты формирования электронного потока проводились с учетом выдвигания катода относительно управляющего электрода на



0,3 мм. Работа выхода соответствовала чистому вольфраму 4,5 эВ, а температура катода – 2250 °К.

Следует отметить, что в ходе проведения расчетов было оценено влияния магнитного поля от протекающего в катоде тока накала, а также собственного магнитного поля электронного потока. Из-за пренебрежимо малого влияния этих полей на траектории потока в дальнейших расчетах они не учитывались. Для траекторного анализа электронного потока в области электронной пушки использовался математический пакет, который позволяет рассчитать распределение потенциала, создаваемого электродами пушки, и траектории электронов формируемого потока. Распределение потенциала внутри области электронной пушки с учетом поля, создаваемое пространственным зарядом электронного потока, находилось на основе решения уравнения Пуассона.

Для оценки вклада тока от различных по площади и расположению частей катода в общий ток, модель катода была разделена на три части, ток эмиссии от которых мог учитываться отдельно (рис. 2).

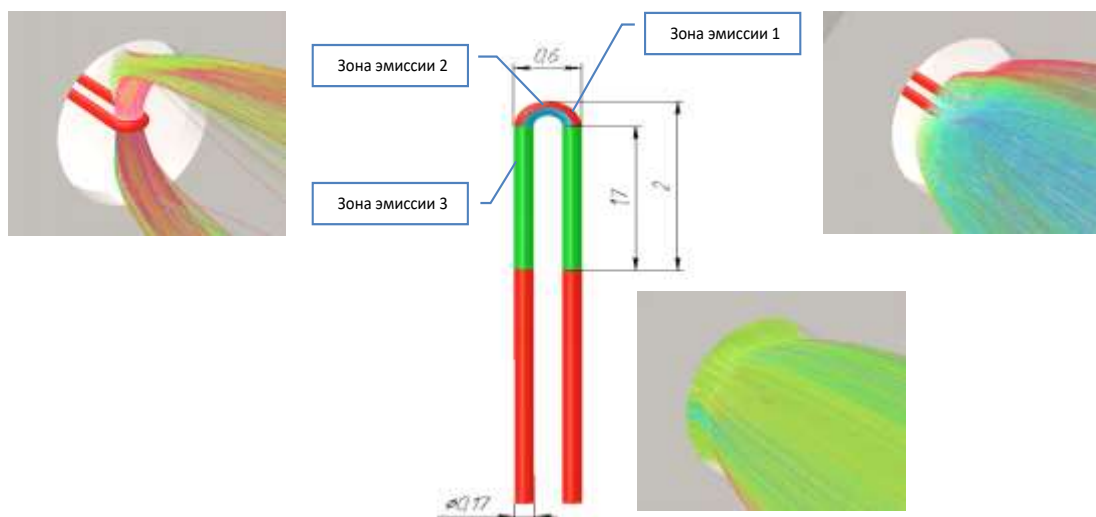


Рис. 2. Траектории электронов парциальных потоков для областей 1-3 при потенциале на управляющем электроде  $U_{упр} = -50$  В: а)  $I_1 = 0,15$  мА; б)  $I_2 = 0,09$  мА; в)  $I_3 = 1,00$  мА.

Отметим, что из расположенной ниже зоны 3 области, эмиссии не происходит из-за отсутствия в этой области «тянущего» потенциала. Ход парциальных электронных потоков и соответствующие величины токов областей катода при потенциале на управляющем электроде, равном нулю, представлены на рис. 2.

На рисунке 3 представлены профили электронного потока по мере его продвижения вдоль оси ЭОС.

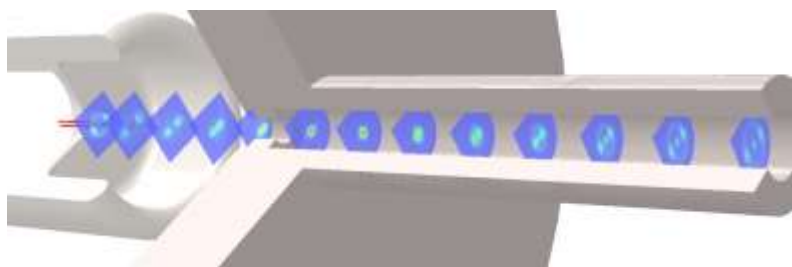


Рис. 3. Распределения плотностей тока по сечению пучка вдоль оси ЭОС.

Из анализа рис. 3 следует, что кроссовер электронного потока расположен сразу за анодом пушки, при  $U_{упр} = -50$  В, а в плоскости мишени поток существенно расходится. При этом распределение плотности тока является проекцией эмиссионных зон поверхности катода.

Для обеспечения минимального диаметра электронного потока на мишени обычно применяется дополнительная фокусировка магнитным полем, однако достижению минимального размера пучка препятствует различное положение кроссоверов парциальных потоков по мере продвижения к мишени. Кроме того, конфигурация пятна на мишени сильно отличается от круглого, а плотность тока по сечению пятна далека от однородной (рис. 4).

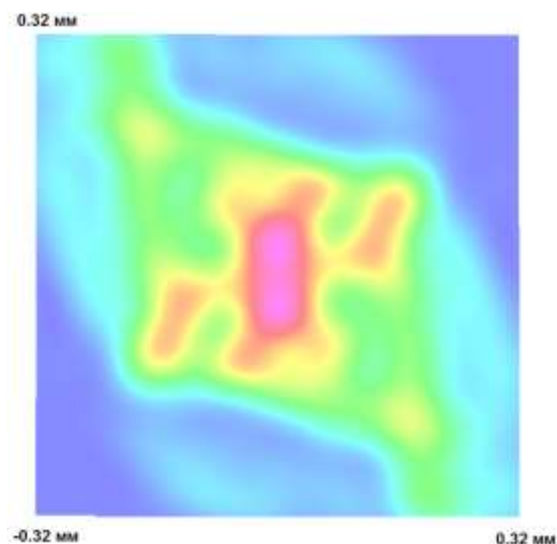


Рис. 4. Распределения плотностей тока по сечению пятна на мишени.

Рассматривалась электронная пушка с торцевым импрегнированным катодом (табл. 1), в которой с целью контроля геометрических размеров, электроды, образующие электронную пушку, не содержали конических или сферических поверхностей и имели простую цилиндрическую форму. Материал катода, управляющего электрода и анода считались идеальными электрическими проводниками, кроме того считалось, что внутри области электронной пушки отсутствовали молекулы остаточного газа.

Табл. 1. Параметры ЭОС с термокатодом.

Ток пучка, мА	5,0
Напряжение на аноде, кВ	70,0
Напряжение на управляющем электроде, кВ	0
Микропервеанс, мкА/В <sup>3/2</sup>	0,00027
Диаметр катода, мм	2,0
Плотность тока на катоде, А/см <sup>2</sup>	0,16

Результаты расчета электронного потока без учета поперечных составляющих скоростей электронов (эмиссия по закону Чайлда) представлены на рисунке 5, а.

Анализ результатов расчета показал, что требуемая компрессия электронного потока может быть достигнута выбором геометрических размеров фокусирующего электрода и взаиморасположением катода, фокусирующего электрода и анода относительно друг друга. Диаметр электронного потока в плоскости электростатического кроссовера, равный 0,1 мм,

располагался на расстоянии 12 мм от центра катода. Для увеличения протяженности ЭОС электронная пушка была дополнена фокусирующей системой, представляющей из себя два радиально намагниченных магнита (рис. 5, б), за счет этого расстояние от центра катода до плоскости мишени возросло более чем в 50 раз.

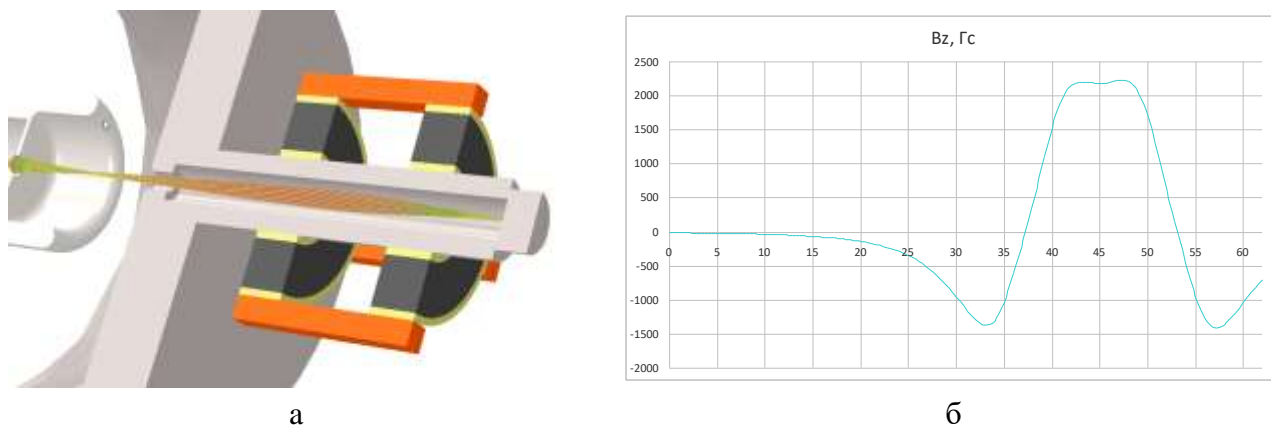


Рис. 5. Формирование электронного потока (а) и распределение осевой компоненты индукции магнитного поля вдоль оси ЭОС (б).

Распределение плотности тока в поперечном сечении пучка в плоскости кроссовера и в плоскости мишени близко к однородному (рис. 6), а пятно от пучка на мишени является аксиально-симметричным.

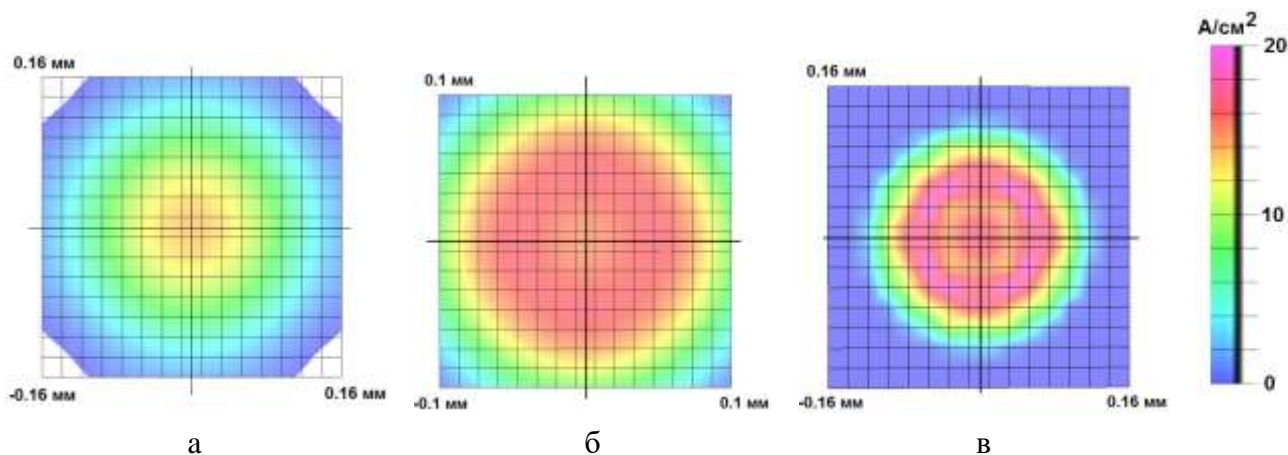


Рис. 6. Распределение плотности тока в плоскости кроссовера (а) и на поверхности мишени (б, в); б – без учета поперечных скоростей, в – с учетом поперечных скоростей.

Для рассматриваемой электронной пушки при учете разброса поперечных скоростей электронов диаметр электронного потока в плоскости электростатического кроссовера стал равным 0,12 мм, а положение кроссовера изменилось незначительно. За счет этого амплитуда магнитного поля фокусирующей системы и ее местоположение, определенные на основе расчетов электронной пушки без учета разброса поперечных скоростей электронов, могут становиться неоптимальными. Так, в рассматриваемом случае, размер пятна на мишени увеличился на 20%. Амплитуда магнитного поля, выбор положения магнитной системы или надлежащий выбор диаметра катода для достижения требуемых размеров пятна на мишени могут быть определены с помощью соответствующих расчетов.

# ТЕНДЕНЦИИ РАЗВИТИЯ СОВРЕМЕННОГО РЕНТГЕНОСПЕКТРАЛЬНОГО ПРИБОРОСТРОЕНИЯ

Лукьянченко Е.М. (ООО «Полюс»)

Развитие рентгеноспектральной аппаратуры в 90-е годы предыдущего столетия и в начале 2000-х годов, то есть за 15-20 лет, решило ряд давних насущных проблем рентгеноспектрального приборостроения [1]. Речь идет об основных составляющих любого рентгеноспектрального прибора, - источниках первичного рентгеновского излучения, диспергирующих устройствах, полупроводниковых детекторах, системах детектирования рентгеновского излучения и элементах малогабаритной автоматики и цифровой программируемой электроники. Главное, в этот период был окончательно и блестяще решен вопрос с созданием малогабаритных малопотребляющих полупроводниковых детекторов рентгеновского излучения ППД и созданы детекторы SDD большой площади с высокой загрузочной способностью до 105 имп/сек с сохранением высокого энергетического разрешения порядка 135 эВ. Решены вопросы создания источников рентгеновского излучения высокой яркости, решены вопросы повышения энергетического разрешения полупроводниковых детекторов, решены технологические вопросы создания МИСов, решены вопросы быстродействия регистрирующих систем. В руках разработчиков появились конструктивно завершенные малогабаритные составляющие рентгеноспектрального прибора. Вследствие этого появилось много однотипных приборов, в основном, энергодисперсионных, с близкими аналитическими параметрами. Это был период экстенсивного развития рентгеноспектральной аппаратуры. Он закончился в 2010-х годах.

В настоящее время тенденции развития рентгеноспектрального приборостроения основываются на реализации эффектов взаимодействия рентгеновского излучения с веществом: фильтрация, монохроматизация, поляризация, геометрия полного внешнего отражения, фокусирование рентгеновского излучения. Использование этих эффектов повышает контрастность аналитического сигнала на один-два порядка и соответственно снижает предел обнаружения. Создание оригинальных рентгенооптических схем, реализующих эти эффекты, - вопрос лидирования в этой области приборостроения. Наиболее интенсивное развитие рентгенооптических схем с использованием перечисленных выше эффектов приходится на период 70-80-х годов прошлого столетия. Таким образом, основная идея доклада состоит в том, что перспективы развития рентгеноспектрального приборостроения на ближайшие 15-20 лет связаны с ренессансом идей 70-80-х годов и их реализацией и развитием на современном технологическом уровне. Материал доклада основывается, в основном на работах отечественных ученых.



Рис. 1. Классификации рентгеноспектральных приборов.

Таблица классификации рентгеноспектральных приборов представлена на рисунке 1.

Класс кристалл-дифракционных спектрометров отличается от энергодисперсионных спектрометров способом выделения аналитической линии. Принципиальное отличие кристалл-дифракционных спектрометров от энергодисперсионных демонстрирует сравнение рентгенооптических схем на рисунке 2. Каждая из этих схем обладает достоинствами: кристалл-дифракционные спектрометры обладают более высоким спектральным разрешением, а энергодисперсионные анализируют одновременно спектр всех элементов, присутствующих в образце и большей интенсивностью спектра.

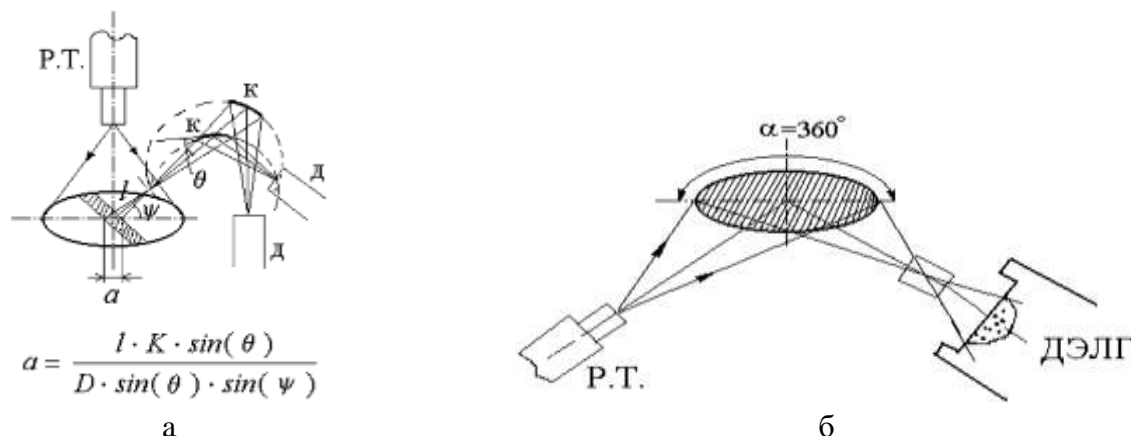


Рис. 2. Сравнение рентгенооптических схем кристалл-дифракционного (а) и энергодисперсионного спектрометра (б).

Еще одним достоинством энергодисперсионных спектрометров является мало обсуждаемое преимущество, а именно: в схеме энергодисперсионного анализа анализируется вся поверхность образца, в то время, как в кристалл-дифракционной схеме анализируется на образце только узкая полоска, определяемая параметрами рентгенооптической схемы (размер кристалла, диаметр круга Роуланда, расстояние от образца до щели спектрометра, угол отбора излучения и угол Вульфа-Брэгга). Формула, определяющая ширину анализируемой площади, приведена на рисунке 2, а. Для усреднения результатов анализа в кристалл-дифракционной схеме образец должен вращаться вокруг оси. Простота и эффективность энергодисперсионного анализа с достижением в 2000-х годах энергетического разрешения полупроводниковых спектрометров в 135 эВ выдвинули его в наиболее развивающуюся ветвь рентгеноспектрального анализа, и мы рассматриваем сейчас тенденции развития этих двух областей приборостроения. В каждой из них использование фильтрации, монохроматизации и поляризации дает положительный эффект, но учитывая, что процессы монохроматизации, и частично, поляризации требуют кристалл-монохроматоров, то можно сказать, что предстоящий период будет периодом развития кристалл-дифракционных схем.

Рассмотрим последовательно физические эффекты взаимодействия рентгеновского излучения с веществом, которые оказывают положительное влияние на параметры рентгенооптических схем рентгеноспектральных приборов.

Суть физического эффекта подавления тормозного фонового излучения путем фильтрации первичного излучения представлена на рисунке 3. Спектр первичного излучения с помощью фильтра модифицируется таким образом, чтобы снизить фоновую составляющую под аналитической линией [2]. При этом несколько снижается интенсивность первичного

излучения, но эффект повышения контрастности до 25 раз делает этот простой в реализации способ повышения чувствительности анализа весьма эффективным средством.

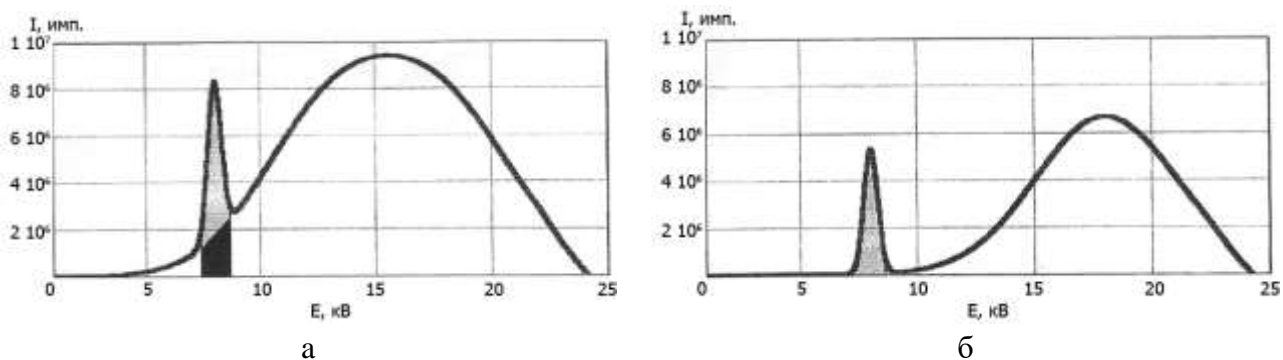


Рис. 3. Схематическое представление фильтрации: а – контрастность аналитической линии на фоне рассеянного первичного излучения; б – контрастность аналитической линии с фильтрацией первичного излучения.

Практическая реализация метода оптимальной фильтрации первичного излучения реализована еще в 1994 году в приборе БРА 17-02. В зарубежных приборах фильтрация появилась только в 2002 году (EDX 720, фирма Shimadzu, Япония).

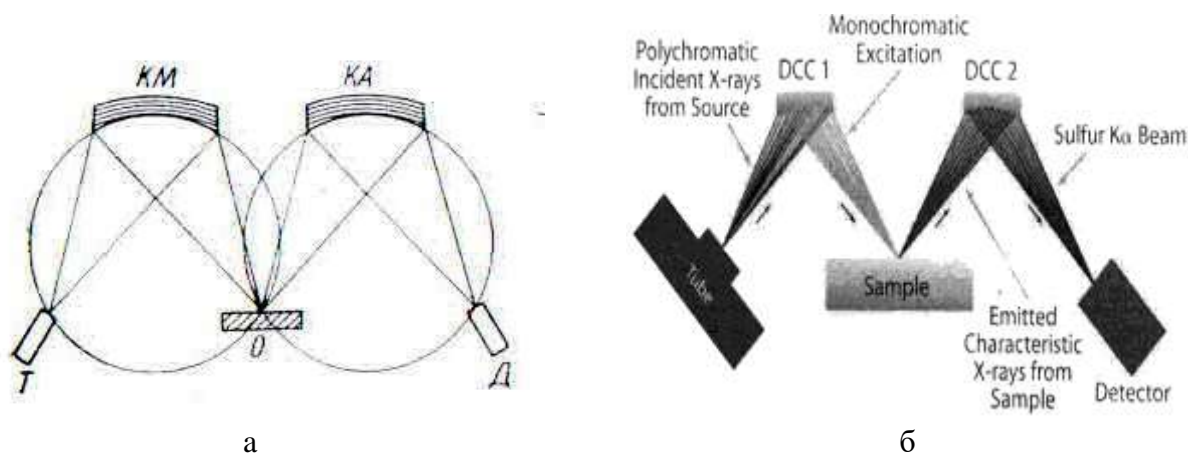


Рис. 4. Схема кристалл-дифракционного спектрометра с монохроматизацией первичного излучения: а – спектрометр Анисовича К.В. (1975 г.); б – схема анализатора Sindie, США (2009 г).

Монохроматизация первичного рентгеновского излучения убирает из спектра флуоресцентного излучения рассеянное тормозное излучение. Эффективность возбуждения монохроматизированным излучением зависит от близости энергии монохроматического излучения от края поглощения аналитической линии исследуемого объекта, - чем ближе, тем эффективнее возбуждение. Для энергодисперсионных спектрометров это дает очевидный выигрыш в контрастности аналитической линии, и вопрос состоит только в том, что снижается интенсивность потока первичного излучения. При высокой светосиле энергодисперсионных анализаторов это снижение вполне компенсируется небольшим увеличением мощности источника первичного излучения на порядок до величин порядка 100-200 Вт. Гораздо критичнее обстоит дело с монохроматизацией первичного излучения в кристалл-дифракционной схеме, где дело переходит к так называемой «двукристалльной схеме спектрометра». Здесь требуется, чтобы кристалл-монохроматор и кристалл-анализатор находились в оптимальных условиях отражения. Принципы этой оптимизации разработаны в 70-х годах Анисовичем К.В.[3] (рис. 4, а). Подтверждением ренессанса идей 70-х годов

служит появление на рынке сейчас прибора Sindie (на рис. 4, б схема из проспекта), фирмы XOS, США.

Еще большие возможности повышения аналитических характеристик рентгеноспектральных приборов открываются при фокусировке первичного рентгеновского излучения изогнутыми кристаллами с одновременной монохроматизацией этого излучения. Теоретическое рассмотрение этого вопроса проведено еще в 80-х годах [4] (рис. 5, а). Сейчас мы видим эту схему в проспекте американской фирмы XOS (на рис. 5, б). Фокусировка рентгеновского излучения изогнутыми кристалл-монохроматорами выполняет двойную функцию: монохроматизирует первичное рентгеновское излучение и фокусирует это излучение в точку, что значительно повышает светосилу таких спектрометров. Прибор фирмы XOS предназначен для анализа примесей в покрытиях детских игрушек и обладает пределом обнаружения  $10^{-5}\%$ .

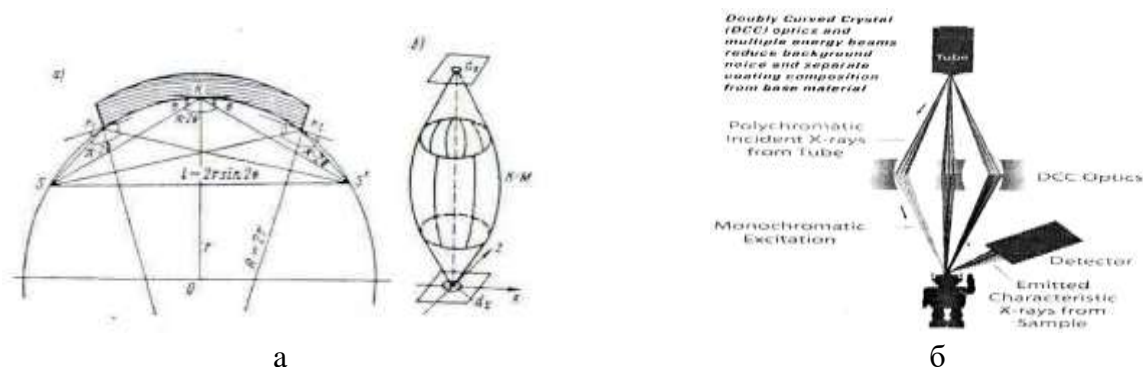


Рис. 5. Рентгенооптическая схема с фокусировкой первичного рентгеновского излучения системой изогнутых кристаллов типа «бочка», а именно: а – теоретическое рассмотрение вопроса в 1984 г.; б – схема прибора фирмы XOS, США (2011 г).

Эффект поляризации, открытый Ч.Баркла в 1904 году, широко используется в современных энергодисперсионных спектрометрах для подавления рассеянного тормозного излучения. Практически в каждом энергодисперсионном спектрометре может быть реализована геометрия поляризации, поскольку это связано только с определенным расположением элементов рентгенооптической схемы в так называемой «схеме Баркла» или в современном названии 3Д-геометрии. На рисунке б показана схема расположения элементов и схематическое взаимодействие векторов электромагнитного излучения с рассеивающей поверхностью и анализируемым образцом. Схема взята из проспекта прибора Epsilon 5 фирмы Panalitica. Такая схема позволяет расположить детектор рентгеновского излучения в направлении, где отсутствует рассеянное на образце первичное излучение. Примечательно, что при брэгговском отражении от кристалла-анализатора также происходит поляризация отраженного монохроматического излучения, и сочетание монохроматизации и поляризации анализируемого спектра представляется весьма перспективным, - уже есть приборы, сочетающие в своей схеме эти два эффекта, - прибор MESA 7220, фирмы HORIBA, Япония, имеющая предел обнаружения 0,7 ppm при анализе серы в нефтепродуктах.

За последние годы появились серийные приборы, использующие геометрию полного внешнего отражения рентгеновского излучения, обладающие наиболее высокими аналитическими характеристиками за счет подавления рассеянного излучения и эффективной геометрии возбуждения. Это приборы Picofox 2 фирмы Bruker, Германия и Nanohanter, фирмы Rigaku, Япония. В России разрабатывается новый метод полного внешнего отражения в схеме с плоским рентгеновским волноводом-резонатором. Сравнение

рентгенооптических схем традиционного спектрометра полного внешнего отражения и спектрометра с волноводом-резонатором приведено на рисунке 7.

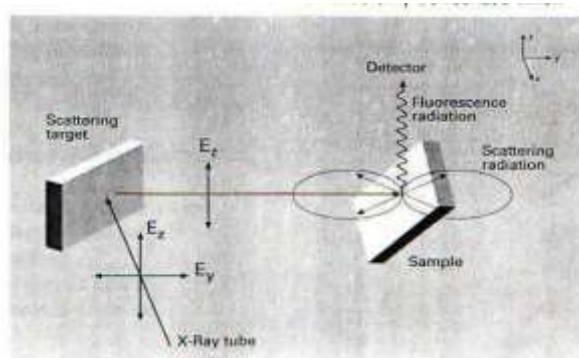


Рис. 6. Схема поляризации рентгеновского излучения на рассеивающей мишени.

Высокая плотность потока возбуждающего излучения в схеме с волноводом-резонатором (рис. 7, б) и возможность манипулирования образцом в потоке обеспечивают преимущество в аналитических и эксплуатационных характеристиках нового метода рентгенофлуоресцентного анализа с полным внешним отражением с рентгеновским волноводом-резонатором [5].

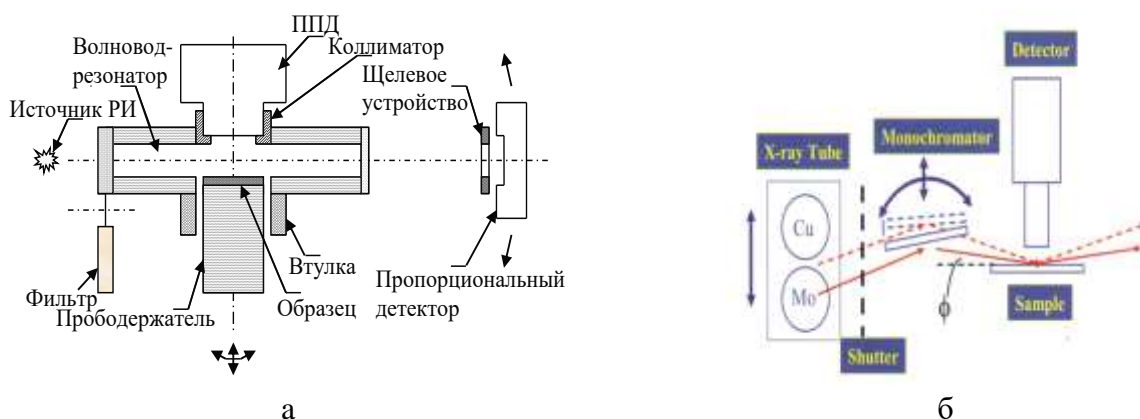


Рис. 7. Сравнение рентгенооптических схем традиционного спектрометра полного внешнего отражения (а) и спектрометра с волноводом-резонатором (б).

Конечно, перспективы развития не ограничиваются развитием известных схем, - есть перспективы, связанные с поиском новых методов возбуждения рентгеновского излучения. В этом плане перспективным методом рентгеноспектрального анализа является метод ионно-пучкового возбуждения, начатый В.М. Колядой в середине 70-х и развиваемый в России на новой экспериментальной базе В.К. Егоровым. На рисунке 8, б представлен спектр образца  $\text{Na}_3\text{Zr}_2\text{Si}_2\text{PO}_{12}\text{C}_2$ , полученный в результате воздействия на образец потока ионов водорода с энергией 1,18 МэВ.

Высокая эффективность возбуждения излучения легких элементов протонами заслуживает особого внимания, - на спектре (рис. 8, б) интенсивности и контрастности аналитических линий легких элементов  $\text{NaK}_\alpha$ ,  $\text{SiK}_\alpha$ ,  $\text{PK}_\alpha$  чрезвычайно высоки. Понятно, что экспериментальная база таких исследований уникальна, но здесь нужно надеяться на прогресс ускорительной техники, который позволит сделать такую аппаратуру доступной более широкому кругу исследователей.



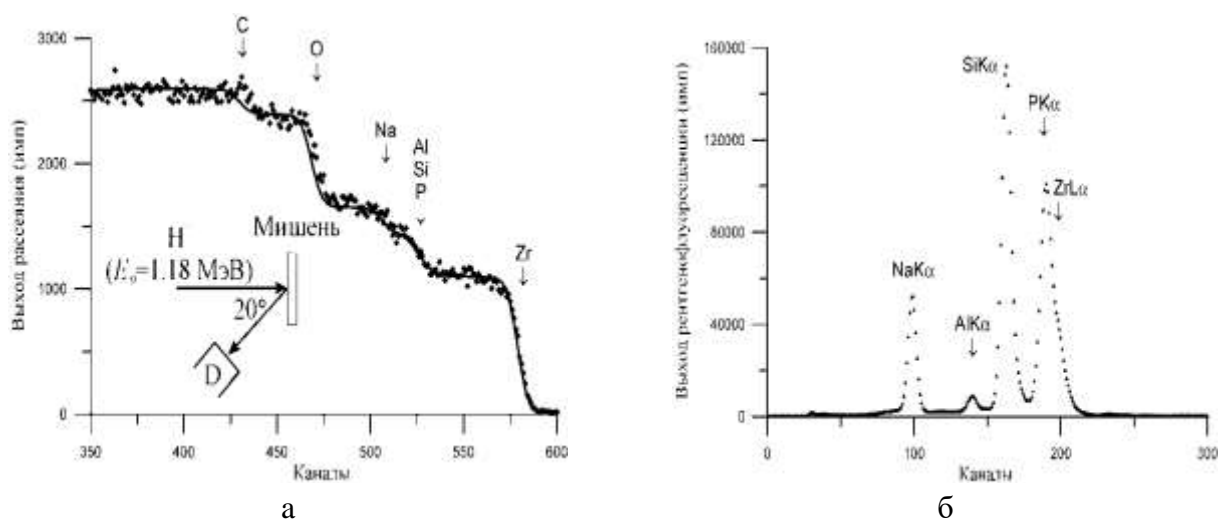


Рис. 8. Спектры ROP (а) и РФА (б) ионов  $H^+$  ( $E_0=1,18$  МэВ), полученные для образца  $Na_3Zr_2Si_2PO_{12}C_2$ . Энергетическая цена канала 1,9 кэВ/канал и 10,8 эВ/канал, соответственно.

Следует отметить, что приоритет идей, разработанных в 70-80 годы в значительной мере принадлежит отечественным ученым. Это обстоятельство требует пристального внимания отечественных приборостроителей с точки зрения преимущества идей и использования сохранившихся технологических наработок.

#### Литература.

1. Лукьянченко Е.М. Особенности развития рентгеноспектрального приборостроения за последние 15-20 лет. / VII Всероссийская конференция по рентгеноспектральному анализу, 19-23 сентября 2011, с. 43.
2. Лукьянченко Е.М., Грязнов А.Ю. Моделирование спектра первичного рентгеновского излучения в энергодисперсионном рентгеноспектральном анализе / Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ» Сер. Физика твердого тела и электроника, вып. 1, 2003, с. 10-14.
3. Анисович К.В., Буман А.И. Кристалл-дифракционный спектрометр с монохроматическим возбуждением флуоресценции / АМРА, вып.17, 1975, с. 87-90.
4. Анисович К.В., Лукьянченко Е.М., Васильев В.В. Оценка размеров рентгеновского зонда при фокусировке излучения двоякоизогнутым кристаллом-монохроматором / Аппаратура и методы рентгеновского анализа, вып. 33, 1984, с. 59-67.
5. Лукьянченко Е.М., Егоров В.К., Руденко В.Н., Егоров Е.К. РФА ПВО спектрометр, построенный на базе волновода-резонатора специальной конструкции / 23-я Всероссийская научно-техническая конференция с международным участием «Вакуумная техника и технология-2016», С.-Петербург, 2016, с. 91-93.

## ВОЗМОЖНОСТИ ОЦЕНКИ СТЕКЛОВИДНОСТИ ПШЕНИЦЫ МЕТОДОМ РЕНТГЕНОГРАФИИ

*Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Антонов Р.Ю., Рутковская Т.С. (ООО «Экан»)*

Определение качества пшеницы в России производится согласно ГОСТ 9353-2016 «Пшеница. Технические условия» [1]. В этом документе указано, какие анализы и измерения необходимо провести для определения основного интегрального показателя качества пшеницы — ее класса. Оценка класса пшеницы занимает продолжительное время, т.к.

значительная часть работы производится вручную: определение стекловидности, оценка поврежденности вредителями и т.д. При этом значительная часть погрешности таких измерений обусловлена необъективностью органолептических методов анализа. С учетом данных фактов разработка инструментальных методов определения качества зерна является актуальной задачей.

Метод определения стекловидности пшеницы согласно ГОСТ 10987-76 сводится к визуальной оценке прозрачности зерен, помещенных в диафаноскоп. В процессе проведения анализа 100 зерен размещают в специальной кассете, затем с помощью диафаноскопа просматривают зерна и подсчитывается количество стекловидных (прозрачных), частично стекловидных (полупрозрачных) и мучнистых (непрозрачных) зерен в пробе, после чего вычисляется результат. Метод органолептический, поэтому для него характерна высокая погрешность. Чтобы исключить данный недостаток, предлагается идея использовать программный анализ рентгеновских изображений зерна для оценки стекловидности пробы. Данная идея проверяется экспериментально.

Цель эксперимента: оценить возможность определения стекловидности пшеницы методом рентгенографии.

В качестве инструмента для оценки стекловидности выбрана передвижная рентгенодиагностическая установка ПДРУ-02 (в дальнейшем – рентгеновский аппарат).

В эксперименте используются образцы пшеницы:

1. 3 набора образцов по 30 отдельных зерен каждый. Один набор представляет собой зерна одного сорта, одной партии. Набор состоит из 10 полностью стекловидных, 10 частично стекловидных и 10 мучнистых зерен. Каждый набор фиксируется на подложке. Зерна размещаются рядами и не соприкасаются друг с другом.

2. 3 набора образцов по 30 отдельных зерен каждый. Первый набор представляет собой 30 полностью стекловидных зерен разных сортов. Второй набор представляет собой 30 частично стекловидных зерен разных сортов. Третий набор представляет собой 30 мучнистых зерен разных сортов. Каждый набор также фиксируется на подложке. Зерна размещаются рядами и не соприкасаются друг с другом.

Осуществляется съемка проб зерна в рентгеновском аппарате. В ходе эксперимента производятся следующие шаги:

1. В рентгеновский аппарат последовательно помещаются 3 набора образцов с получением изображений. Таким образом, имеется изображение стекловидных, частично стекловидных и мучнистых зерен одного сорта на одном снимке.

2. Затем в рентгеновский аппарат помещается набор из 30 полностью стекловидных зерен. Таким образом, имеется изображения только полностью стекловидных зерен разных сортов на одном снимке.

3. Далее повторяется пункт 2 для частично стекловидных и мучнистых зерен.

На рисунке 1 представлен пример полученного снимка.



Рис.1. Набор частично стекловидных зерен пшеницы.

Таким образом, в результате эксперимента получено 6 изображений по 30 отдельных зерен на каждом.

Производится анализ полученных снимков. Работа разбивается на несколько шагов:

1. Производится сегментирование изображений. Для этого исходное изображение преобразуется в бинарное. Применяется метод Отсу [1]. На рисунке 2 представлен пример бинарного изображения. Видно, что метод позволяет надежно отделить фон от объектов (зерна).

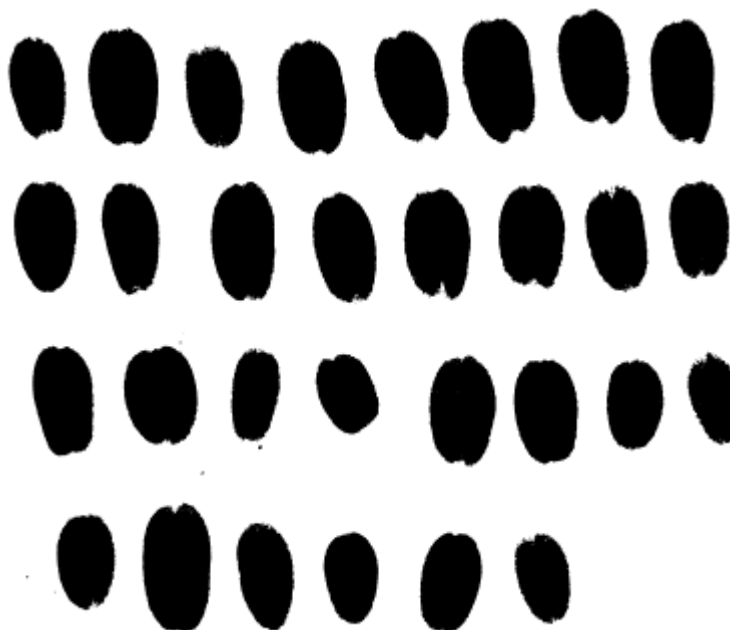


Рис. 2. Бинарное изображение набора частично стекловидных зерен.

Далее на бинарном изображении находятся все контуры (используется алгоритм на основе [2]). Затем контуры фильтруются по признаку площади для исключения шума. В результате получается 180 контуров, каждый из которых ограничивает изображение отдельного зерна (рис. 3).



Рис. 3. Контуры изображений зерна.

2. Для каждого изображения зерна находится набор признаков (длина, ширина, средняя яркость, медианная яркость, площадь, периметр, равномерность яркости, яркость бороздки, выпуклость контура, моменты изображения [3] и т.д.).

3. Далее задача состоит в выборе существенных признаков и конкретного метода классификации зерна по стекловидности. С учетом небольшого количества исходных данных, применение классификаторов на основе нейронных сетей не оправдано, поэтому предполагается использование классификаторов на основе опорных векторов. На первом этапе попытка классифицировать зерна одного сорта на одном снимке. Далее попытка классифицировать по одному критерию зерна трех сортов (для снимков 1-3). Затем переход к построению модели для классификации зерен разных сортов (для снимков 4-6).

По результатам эксперимента предполагается оценить корреляцию между набором признаков рентгеновских изображений зерен пшеницы и их стекловидностью.

Дальнейшим направлением работ в этой области будет создание рабочей программы для анализа изображений зёрен пшеницы на передвижной рентгенодиагностической установке ПДРУ-02 по показателю – стекловидность.

#### Литература.

1. Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms / IEEE Trans. Sys., Man., Cyber, vol. 9, 1979, pp. 62-66.

2. Suzuki S., Abe K. Topological structural analysis of digitized binary images by border following / CVGIP, vol. 30, iss. 11985, pp. 32-46.

3. Hu M. K. Visual Pattern Recognition by Moment Invariants / IRE Transactions on Information Theory, 8:2, 1962, pp. 179-187.

# НОВЫЕ ИСПОЛНЕНИЯ ПЛОСКОПАНЕЛЬНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ДЕТЕКТОРОВ ОТЕЧЕСТВЕННОГО ПРОИЗВОДСТВА

Устинов А.О. (ПРОДИС.НДТ)

Разработка рентгеновских плоскопанельных детекторов является актуальной задачей современной науки и техники. Данное оборудование широко используется для неразрушающего контроля различных типов промышленных объектов: сварные швы, отливки металлов, электронные компоненты, печатные платы, произведения искусства, композитные материалы, руды, керны горных пород, объекты полученные способом аддитивного производства как из полимеров, так и из металлов.

Рентгеновские детекторы подразделяются на различные категории по: типу преобразования, типу сенсорной матрицы, размеру пикселя и размеру активной области. Среди детекторов непрямого преобразования (с использованием тракта сцинтиллятор-фото сенсор) следует выделить следующие типы фотосенсоров: ПЗС, КМОП и ТПТ. Указанные сенсоры производятся с использованием различных технологий кремниевого производства и характеризуются различными размерами пикселя, активной зоны и стойкости к ионизирующему излучению.

ООО «ПРОДИС.НДТ» производит отечественные рентгеновские детекторы на КМОП фотосенсорах для промышленного рентгеновского контроля с 2018 года. В 2020 году компания вывела на рынок несколько новых исполнений на ТПТ фотоматрице. На рисунке 1 изображен внешний вид новых исполнений детекторов, в таблице 1 – характеристики.

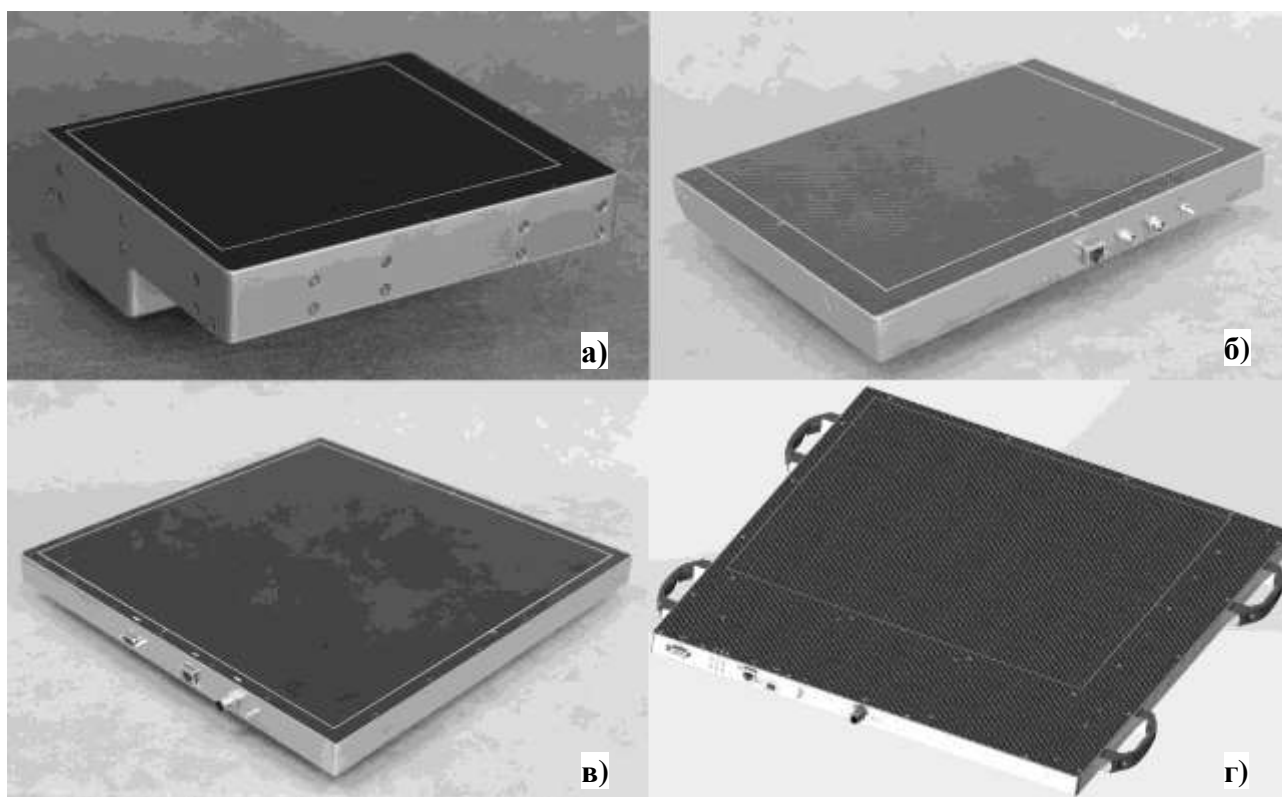


Рис. 1. Внешний вид новых исполнений ТПТ детекторов:  
а – Марк 1316Т; б – Марк 2430Т; в – Марк 4343Т; г – Марк 4343Т(HE).

Табл. 1. Характеристик новых исполнений ТПТ детекторов.

Параметр	1316Т	2430Т	4343Т	4343Т (HE)
Размер пикселя, мкм	125	85	140	140
Пространственное разрешение на дуплексном эталоне, мкм	130	100	160	160
Матрица изображения, пикселей	1024x1280	2816x3584	3072x3072	3072x3072
Рабочая область, мм	128x160	239x304	430x430	430x430
Скорость преобразования (биннинг 1x1), кадров/с	до 20	до 2,5	до 2	до 2
(биннинг 4x4), кадров/с	до 30	до 25	до 20	до 20
Анодное напряжение, кВ	от 20 до 450	от 20 до 450	от 20 до 450	до 6 000
Габаритные размеры (ДxШxВ), мм	187x155x552	370x280x45	463x461x32,5	463x461x32,5
Масса, кг	2	4	7,5	17,5
Архитектура	TFT; (aSi, аморфный кремний)			
Режимы биннинга	1x1; 2x2; 3x3; 4x4			
АЦП, бит	14			
Сцинтиллятор	Gd2O2S:Tb (GOS) или CsI			
Интерфейс	1000BASE-T; GigE Vision			
Радиационная стойкость, кРад	1 000			
Электропитание, В	24			
Температура эксплуатации, °С	от +10 до + 35			
Температура хранения, °С	от -20°С до +50°С			

Для повышения радиационной стойкости было разработано специальное исполнение детектора Марк 4343Т (HE) с вынесенной за пределы сенсора считывающей электроникой. Это позволяет использовать дополнительный внешний экран из материала с высоким атомным номером (свинец, вольфрам) большой толщины (9 мм и более), что позволяет применять указанное исполнение детектора в том числе на ускорителях электронов с энергией до 6 МэВ. В качестве источника вторичного излучения использован медный лист, располагаемый перед сцинтиллятором.

Детекторы на ТПТ фотосенсорах обладают увеличенной, по сравнению с КМОП детекторами, радиационной стойкостью, однако не позволяют достичь высокого разрешения в силу особенностей технологии «аморфного кремния». Стандарт ГОСТ ISO 17636-2 определяет понятие класса качества применительно к рентгеновскому неразрушающему контролю. Для достижения улучшенного класса качества (класса В) для большинства объектов из стали с радиационной толщиной менее 12 мм необходимо использовать детекторы на КМОП фотосенсорах с размером пикселя 50-65 мкм [1].

Для решения указанной проблемы нашей компанией была разработана продуктовая линейка детекторов на основе КМОП фотосенсора форматов 12\*15, 15\*24 и 24\*30 см. Указанные детекторы прошли апробацию во время международного чемпионата WordSkills Kazan 2019 в рамках компетенции «Сварочные технологии». На них был выполнен рентгеновский контроль по ГОСТ 17636-2 всех образцов сварных соединений, выполненных из листовой стали 10 и 16 мм толщиной [2]. Также ведется работа над созданием детектора формата 12\*30 см, максимально оптимизированного под задачу контроля сварных соединений.

В таблице 2 представлены характеристики используемого КМОП сенсора. Среди основных особенностей топологии сенсора следует выделить повышенную стойкость к ионизирующему излучению и минимальный в своем классе размер пикселя.

Табл. 2. Характеристики КМОП фотосенсора.

Параметр	Значение
Размер пикселя, мкм	49,5
Пространственное разрешение на дуплексном эталоне, мкм	63
Матрица изображения, пикселей	2344x2904
Рабочая область, мм	114x145,5
Скорость преобразования (биннинг 1x1), кадров/с	9
(биннинг 2x2), кадров/с	15
Анодное напряжение, кВ	от 20 до 300
Режимы биннинга (на сенсоре)	2x1
Тип затвора	Скользкий
АЦП	14 бит, 8 бит
Канал передачи данных	Последовательный LVDS
Потребляемая мощность	2 Вт
Температурные сенсоры	отсутствуют

Появление на рынке рентгеновской техники российских производителей плоскопанельных детекторов позволяет создавать различные системы промышленного рентгеновского контроля полностью на отечественных комплектующих. Производимые варианты исполнений детекторов на КМОП и ТПТ фотосенсорах закрывают основные задачи и потребности цифрового РК в широком диапазоне анодных напряжений, вплоть до МэВ ускорителей. Важной задачей импортозамещения и технологической независимости страны является переход разработчиков рентгеновской техники на отечественную компонентную базу.

#### Литература.

1. Стандарт ГОСТ ISO 17636-2-2017.
2. Багаев К.А., Галкин Д.И., Пузанов А.В., Устинов А.О. Опыт применения цифровой радиографии при контроле в рамках чемпионата WORLDSKILLS KAZAN 2019 / Контроль. Диагностика, № 12, 2019, с. 36-43.

# СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПРОИЗВОДИТЕЛЬНОСТИ ПРОЦЕССОРОВ ЭЛЬБРУС 8С ПРИ ОБРАБОТКЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ В СИСТЕМАХ РЕНТГЕНОВСКОЙ ИНСПЕКЦИИ ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ

Устинов А.О. (ПРОДИС.НДТ)

Рентгеновский контроль (РК) является одним из основных методов диагностики качества паяных соединений электронных изделий на участках монтажа, широко используется для поиска неисправностей и причин отказов радиоэлектронного оборудования, используется для паспортизации компонентной базы.

Работа технолога-оператора на участке РК подразумевает два основных режима: обзорный поиск дефектов в режиме реального времени (частота кадров от 10 до 30 к/с) и статический анализ изображения высокого качества. В обоих случаях используется различные алгоритмы математической обработки. Для статического режима время обработки изображения не является ключевым фактором, однако для режима реального времени этот фактор является основным, что накладывает ряд ограничений на вычислительную мощность персонального компьютера. В рамках исследования было проведено сравнение производительности наиболее часто используемых алгоритмов обработки изображений на ряде процессорных систем, в том числе на отечественных процессорах серии Эльбрус 8С производства компании МЦСТ.

На рисунке 1 приведены примеры рентгеновских изображений печатной платы. Для получения рентгеновских изображений использовался модельный ряд детекторов собственного производства, отличающихся высоким разрешением, от 6 до 26 мегапиксел, скорость передачи данных по сети Ethernet составляла 1 GBE.

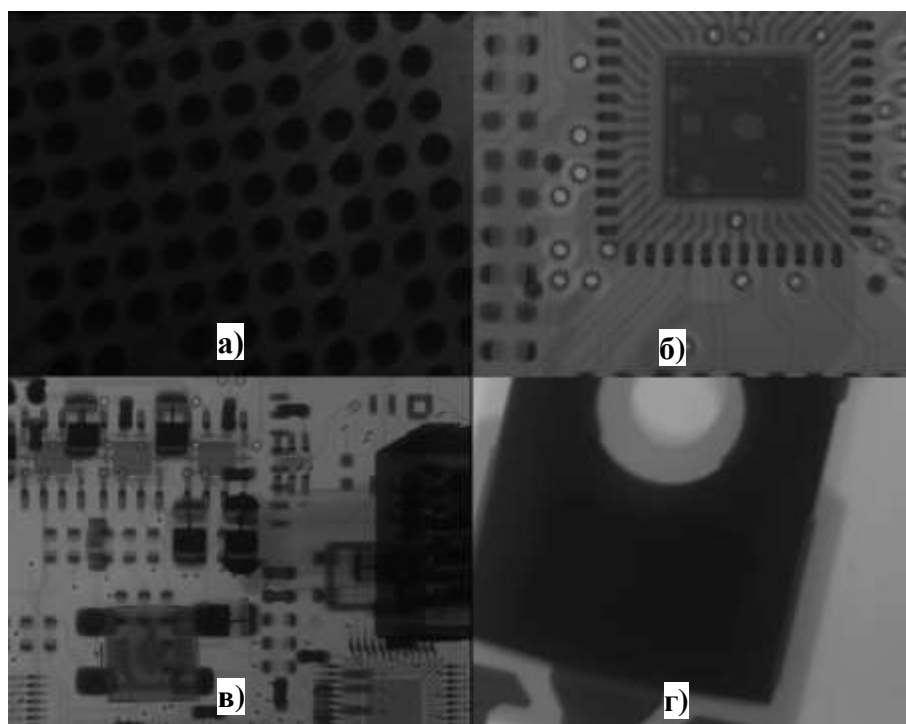


Рис.1. Примеры изображений РК печатных плат: а – массив выводов BGA под углом; б – микросхема с распайкой; в – участок печатной платы; г – транзистор.



Стандартными задачами инспекции печатных плат для которых применяются методы обработки изображений являются: поиск зон контакта вывода BGA с поверхностью печатной платы и микросхемы, сегментация вывода BGA от проекции переходного отверстия, сегментация контактных площадок SMD и DIP компонент, сегментация распайки кристалла, поиск пустот внутри контактной площадки, поиск явных дефектов и повреждений печатной платы (КЗ, механическое повреждение).

В зависимости от решаемой задачи применяются такие методы цифровой обработки рентгеновских изображений как: линейное контрастирование, эквализация гистограммы, градационные преобразования, евклидовы преобразования, усиление контраста, шумоподавляющая фильтрация, выделение границ [2].

Линейное контрастирование, работа с гистограммой и градационные преобразования позволяют улучшить зрительное восприятие изображения, не внося изменений в исходные данные. Евклидовы преобразования (поворот, отражение) как правило имеют низкоуровневую оптимизацию на базе тракта обработки изображения и не требуют дополнительных процессорных мощностей для вычисления.

Методы усиления контраста, подавления шума и выделения границ вносят изменения в исходное изображение и как правило являются ресурсоемкими операциями, выполняемыми на видеокарте или процессоре системы обработки изображений. Большая часть таких методов основана на свертке матриц, то есть операциях вида:

$$s(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t) \cdot f(x + s, y + t) \quad (1)$$

Фильтр в виде матрицы размерностью  $M \times N$ ,  $a=(M-1)/2$ ,  $b=(N-1)/2$ ,  $w(s,t)$  – весовые коэффициенты матрицы, называемой также маской. Маска\ядро матрицы – матрица некоторой размерности (обычно 3-5-7), которая используется как аргумент для локального преобразования яркости изображения.

Наиболее перспективными оказались следующие методы цифровой обработки – для повышения контраста: фильтр Лапласа, локальный контраст CLAHE [3]; для выделения границ и сегментации: фильтр Кирша. Гауссово размытие является крайне распространенным методом подавления шумов в рентгеновских изображениях и вынесена в отдельную функцию. Математически это также операция свертки с весовыми коэффициентами, полученными по закону гауссова распределения. Однако в силу частоты использования этого метода он оптимизирован сильнее, чем обычная операция свертки.

Применение процессорной архитектуры с широким командным словом (VLIW) должно дать прирост производительности в матричных операциях, что может быть использовано при реализации различных систем обработки рентгеновских изображений, рентгеноскопии, автоматического рентгеновского неразрушающего контроля на конвейерных линиях и т.п. Задача данного исследования – количественная оценка изменения производительности систем обработки рентгеновского изображения на базе современных отечественных процессоров Эльбрус 8С (1300 МГц) [4]. По состоянию на 2020 год Эльбрус 8С является наиболее производительным отечественным процессором, поддерживающим VLIW технологию и доступном на коммерческом рынке.

Анализ быстродействия проводился в среде операционных систем (ОС) Астра Линукс: версия Ленинград 8.1 (Эльбрус), версия Смоленск 1.6 (Intel Core i7) и ОС

Windows 10 (Intel Core i7). Следует отметить, что версия ОС Астра Линукс Ленинград 8.1 не включает в себя оптимизированные библиотеки EML, позволяющие значительно ускорить обработку изображений за счет низкоуровневой оптимизации с использованием VLIW архитектуры процессора Эльбрус. В связи с этим также приведены данные по анализу быстродействия на поддерживающей оптимизацию ОС Эльбрус 5.0. Также стоит отметить различие в скорости выполнения операция обработки изображения в зависимости от типа данных: 16U, 16S или 32F. В таблице 1 представлены результаты измерения времени выполнения различных операций обработки изображений на различных процессорных системах. Для обработки использовались библиотеки OpenCV версии 3.2 и 4.4 [5], ядро свертки 5x5, размер изображения 3000x3000 пикселей.

Табл. 1. Время выполнения операций обработки изображений на разных процессорных системах в мс.

Версия ОС	Эльбрус 5.0rc2	Астра Ленинград 8.1	Астра Смоленск 1.6	Windows 10	Windows 10
Модель процессора	Эльбрус-8С	Эльбрус-8С	Intel Core i7 7700	Intel Core i7 9750H	Intel Core i7 9750H
Версия OpenCV	3.2	3.2	3.2	3.2	4.4
Свертка, 16S	35	334	99,7	94	105,9
Свертка, 16U	244	280	-	98	106,5
Свертка, 32F	32	271	23,9	24	11,4
Гауссово размытие, 16S	15,3	257	36,3	35	5,7
Гауссово размытие, 16U	184	251	-	12,5	40
Гауссово размытие, 32F	14,5	222	8,1	7,7	6,2

Повышение качества рентгеновской инспекции печатных плат и электронных блоков требует совершенствования как аппаратных, так и программных средств. Существующие алгоритмы обработки рентгеновских изображений позволяют решить стандартные задачи контроля, однако автоматизация этих задач требует высокого быстродействия при обработке изображений. Параллельно с этим актуальными задачами являются защита информации и импортозамещение критических компонентов в вычислительных системах, поэтому

применение отечественных процессоров становится востребованным в большом количестве отраслей производства.

В ряде операций архитектура широкого командного слова процессора Эльбрус 8С может как дать прирост производительности в два раза при обработке изображений, так и ухудшить этот показатель. На неоптимизированных версиях программного пакета OpenCV и ряде ОС наблюдается падение производительности до 20 раз. Подобная оптимизация доступна не на всех коммерческих ОС, что мешает использовать все преимущества архитектуры с широким командным словом.

#### Литература.

1. Устинов А.О. Системы рентгеновской инспекции электронных узлов отечественного производства / Сборник тезисов Международный форум «Микроэлектроника-2019», Ялта, 2019.
2. Р. Гонсалес, Р. Вудс. Цифровая обработка изображений / Москва, 2005.
3. S. Saalfeld. Enhance Local Contrast (CLAHE) plugin for ImageJ / URL: [https://imagej.net/Enhance\\_Local\\_Contrast\\_\(CLAHE\)](https://imagej.net/Enhance_Local_Contrast_(CLAHE)).
4. Рабочая станция «Эльбрус 801-PC». Сайт ИНЭУМ. / URL: [http://www.ineum.ru/elbrus\\_801-pc\\_gen4](http://www.ineum.ru/elbrus_801-pc_gen4).
5. Официальный сайт библиотек компьютерного зрения OpenCV / URL: <https://opencv.org/>

## **МЕТОДЫ ПРИКЛАДНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОКУСНОГО ПЯТНА МИКРОФОКУСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ**

***Авакян А.К. (ПРОДИС.НДТ)***

Важнейшим критерием качества как томографических, так и проекционных рентгеновских систем является детализация визуализируемых объектов интереса на итоговых изображениях. Детализация определяется функцией передачи модуляции (MTF) системы, которая зависит от ряда технических параметров, в том числе характеристик действительного фокусного пятна (ФП) рентгеновского аппарата, то есть пространственного распределения интенсивности рентгеновского излучения по поверхности мишени трубки.

Производители рентгеновских аппаратов в паспорте изделия указывают линейный размер ФП (со ссылкой на использованный стандарт измерения), реже – проекционное изображение ФП через пинхол (точечное отверстие). Для достижения уровня детализации, актуального современным проблемам неразрушающего контроля, как правило, используется источник с номинальным размером ФП от 1 до 50 мкм в сочетании с цифровым приёмником излучения. В процессе разработки систем инспекции печатных плат и микротомографии для достижения запланированной в проекте итоговой детализации возникли следующие задачи:

- выбор микрофокусного рентгеновского аппарата среди доступных на рынке;
- прогнозирование MTF системы визуализации в зависимости от используемого коэффициента геометрического увеличения при известных характеристиках ФП и детектора.

На практике при решении перечисленных задач существует проблема пересчета заявленного производителем линейного размера ФП в функцию MTF в связи с отсутствием

документированной информации о форме профиля интенсивности излучения ФП. Возникают неопределенности в интерпретации заявленного размера, если измерение выполнено только в одном режиме работы источника, отсутствует документированная информация об использованной системе фокусировки и возможном дрейфе ФП, измерение выполнено на рентгеновскую плёнку. Корректность проведенного производителем измерения ставится под сомнение в случае, если диаметр использованного при измерении пинхола сопоставим с размером измеряемого ФП.

Таким образом, при разработке систем визуализации необходим контроль, в том числе динамический, реальных эксплуатационных характеристик ФП в широком рабочем диапазоне параметров источника. Данный контроль не является профильной задачей для лаборатории разработчика систем визуализации, следовательно, для используемой методики исследования ФП допустимо смещение приоритета с абсолютной точности на удобство и высокую скорость измерения без применения специализированного и дорогостоящего измерительного оборудования. Также, в соответствии с актуальным уровнем развития техники, измерения должны выполняться на цифровой плоскопанельный детектор.

Существует ряд стандартов измерения микрофокусного (менее 100 мкм) линейного размера ФП [1, 2]. Исходя из физико-математического принципа получения информации о ФП, стандартизированные подходы к измерению можно условно разделить на три группы.

К первой группе относится метод исследования по проекционному изображению пинхола в пластине из высококонтрастного материала, очевидным преимуществом которого является получение визуальной информации о двумерном пространственном распределении интенсивности действительного ФП. На практике при реализации метода возникает ряд сложностей. Пинхольный фантом имеет конечный диаметр просвета, и допущение о точности отверстия справедливо, только если его диаметр на порядок меньше размера измеряемого ФП. При этом с целью достижения достаточного рентгеновского контраста толщина металлической пластины должна быть не менее 100 мкм в эквиваленте вольфрама. Технологическая сложность производства делает дорогостоящим пинхольный фантом, необходимый для исследования ФП с размером менее 50 мкм. Без использования дополнительных инструментов невозможно точно измерить коэффициент геометрического увеличения по проекционному изображению. Возникает сложность позиционирования фантома при превышающем десятикратное увеличении. Также, из-за низкого уровня полезного сигнала на проекции отверстия фантома, достаточное для точного измерения отношение сигнал/шум достигается накоплением и усреднением проекций, что делает невозможным исследование в динамическом режиме из-за возможного дрейфа ФП.

Вторая группа методов основана на измерении ширины размытия границы (градиента) проекции высококонтрастного тест-объекта (ТО) по принципам геометрической оптики. В качестве ТО используются фантомы с окружностью в сечении (шарик, проволока), щелевые фантомы, фантомы типа «острый край», изготовленные из вольфрама, платины и других металлов. Общим достоинством методов (за исключением «острого края») является относительно точное измерение коэффициента увеличения как отношения ширины проекции к физическому размеру фантома, то есть по результатам одного измерения возможно рассчитать эффективный размер ФП необходимом диапазоне увеличений.

Для методов второй группы свойственен ряд существенных недостатков. Во-первых, по одной проекции ТО размер ФП измеряется только в одном направлении. Во-вторых, ни в одном из стандартов нет однозначной интерпретации измеренного размера с точки зрения формы профиля интенсивности излучения ФП, вследствие этого возникает сложность с расчетом МТФ по измеренному линейному размеру. В-третьих, фантомы имеют толщину в направлении оси источник-детектор, значительно превышающую размер измеряемого ФП. За счет этого, форма проекции границы объекта, теоретически обусловленная исключительно конечным размером ФП, искажается под влиянием неравномерного ослабления в материале фантома и возникающего рассеянного излучения.

К третьей группе относится метод исследования с использованием прецизионного штрихового фантома пространственного разрешения типа ЛМА с размером штрихов в диапазоне 0,4 – 15 мкм [3]. Фантом позволяет однозначно определять минимальный размер визуализируемого объекта (дефекта), при этом полученная по результатам исследования информация характеризует систему визуализации в целом, но не непосредственно характеристики ФП, а результаты измерения невозможно аналитически интерпретировать для произвольного коэффициента геометрического увеличения.

С учетом достоинств и недостатков проанализированных стандартов для решения заявленных ранее прикладных задач было принято решение о разработке собственной методики измерения характеристик ФП, соответствующей следующим требованиям:

- интерпретация измеренного размера как формы профиля интенсивности излучения;
- аналитический расчет МТФ для любого коэффициента геометрического увеличения;
- применимость в диапазоне напряжений трубки от 40 до 150 кВ;
- доступность и невысокая стоимость ТО;
- точное измерение коэффициента геометрического увеличения по проекции ТО;
- толщина ТО равномерная и существенно не превышает размер измеряемого ФП;
- регистрация проекций на цифровой плоскопанельный детектор.

За основу разработанной методики взято измерение ширины градиента на проекции высоконтрастного ТО. В отличие от существующих стандартов, представлено теоретическое доказательство взаимосвязи измеренной ширины градиента с формой профиля интенсивности излучения ФП и функцией МТФ источника.

Наиболее доступным ТО, удовлетворяющим указанным условиям, является стандартизованная рентгеновская мира с параллельным направлением штрихов (тест-объект пространственного разрешения, ТПР). ТПР изготавливается из свинцовой или вольфрамовой фольги толщиной 20-50 мкм и выпускается в размерных рядах до 5, до 10 и до 20 пар линий на мм [4]. Так как толщина фольги ТПР не превышает размер измеряемого ФП уместно предположение об отсутствии нежелательных искажений на сигнале градиента. В ходе проекционной съемки возможно подобрать такое сочетание коэффициента геометрического увеличения и частоты штрихов ТПР, при котором градиенты от соседних штрихов с запасом не накладываются друг на друга, что позволяет считать границу каждого штриха имитацией идеального «острого края». Кроме того, возможно точное измерение коэффициента увеличения как отношение ширины проекции к известному физическому размеру штриха. Проекция ТПР на высоком увеличении и выделенный на проекции профиль сигнала представлены на рисунке 1, далее в тексте обозначения в соответствии с рисунком.

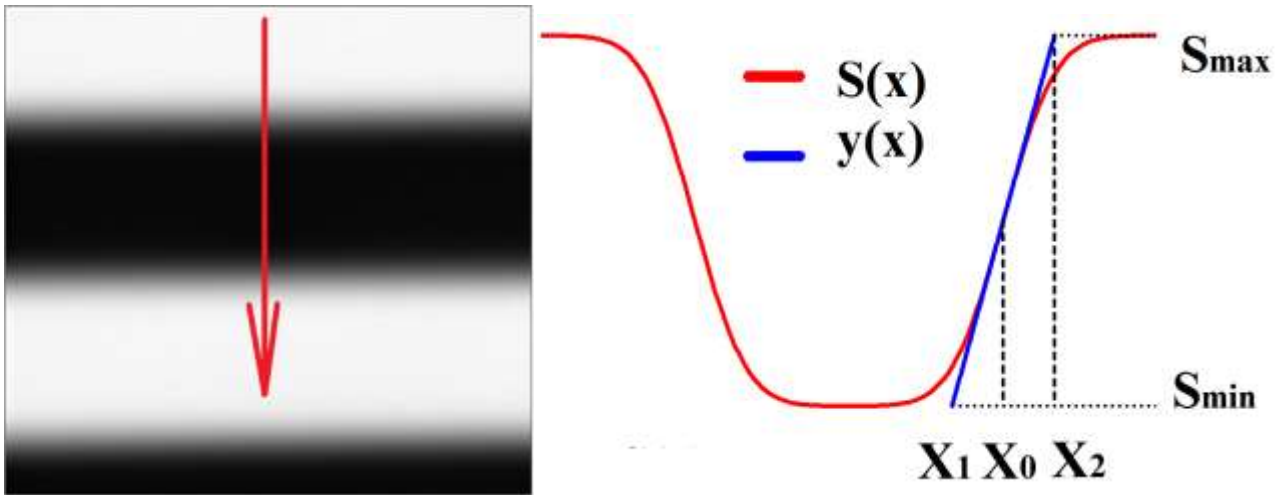


Рис. 1. Проекция ТПР и сигнал вдоль выделенного направления.

Измерение характеристик ФП выполняется по профилю сигнала в направлении, перпендикулярном ориентации штрихов на основании следующего утверждения: если профиль  $F(x)$  интенсивности излучения ФП имеет один максимум, то при проекционной съемке «острого края» независимо от формы  $F(x)$  имеет место равенство:

$$\Delta x = (E/A) \cdot (M-1), \quad (1)$$

где  $\Delta x$  – расстояние между координатами пересечения касательной к сигналу, проведенной в точке экстремума производной сигнала, с уровнями сигнала темного и светлого «плато»;  $E$  – суммарная энергия излучения ФП;  $A$  – максимальное значение интенсивности излучения ФП;  $M$  – коэффициент геометрического увеличения при съемке.

Доказательство утверждения (1) основано на следующей математической модели формирования рентгеновского изображения. Профиль  $F(x)$  есть зависимость интенсивности излучения от координаты в плоскости ФП. Тонкий объект  $G(x)$  есть зависимость относительного пропускания от координаты в плоскости объекта, где пропускание определяется отношением интенсивности излучения на выходе из объекта к интенсивности на входе. В результате взаимодействия излучения с объектом в плоскости детектора формируется сигнал  $S(x)$ , являющийся сверткой функций  $F(x)$  и  $G(x)$  с учётом масштабирования, определяемого взаимным положением ФП, объекта и детектора:

$$S(x) = F_{pr}(x) \otimes G_{pr}(x) = F\left(-\frac{ADD}{FAD} \cdot x\right) \otimes G\left(\frac{ADD + FAD}{FAD} \cdot x\right), \quad (2)$$

где  $ADD$  – расстояние от ТО до детектора,  $FAD$  – расстояние от фокуса до ТО.

Для идеального ТО «острый край»  $G(x)$  является единичной ступенчатой функцией Хевисайда. По свойствам функции Хевисайда, выражение (2) преобразуется к виду:

$$S(x) = \int_{-\infty}^x F_{pr}(t) dt \quad (3)$$

Уравнение касательной прямой  $y(x)$ , проведенной к сигналу  $S(x)$  в точке с произвольной координатой  $x_0$  с учётом выражения (3) имеет вид:

$$y(x) = F_{pr}(x_0) \cdot (x - x_0) + S(x_0) \quad (4)$$

На проекции «острого края» (рис. 1) выделяется темное «плато» с уровнем сигнала  $S_{\min}$  и светлое «плато» с уровнем сигнала  $S_{\max}$ , причем:

$$S_{\min} = S(-\infty) = 0$$

$$S_{\max} = S(\infty) = \int_{-\infty}^{\infty} F_{\text{pr}}(x) dx = E \cdot (M-1) \quad (5)$$

где  $E$  – суммарная энергия излучения ФП.

Касательная прямая  $y(x)$  достигает значения  $S_{\min}$  и  $S_{\max}$  в точках с координатами  $x_1$  и  $x_2$ , причем разность координат определяется выражением:

$$\Delta x = |x_2 - x_1| = \frac{E \cdot (M-1)}{F_{\text{pr}}(x_0)} \quad (6)$$

В частном случае, если  $x_0$  является координатой единственного максимума  $F_{\text{pr}}(x)$ , то есть  $F_{\text{pr}}(x_0) = \max(F_{\text{pr}}) = A$ , то выражение (6) сводится к утверждению (1). В соответствии с выражением (3) производная сигнала  $S'(x)$  совпадает с проекцией профиля интенсивности излучения ФП  $F_{\text{pr}}(x)$ , а  $x_0$  является координатой экстремума  $S'(x)$ .

На основании заявленного в утверждении (2) критерия о постоянстве суммарной энергии ФП по измеренным значениям  $\Delta x$  и  $M$  профиль интенсивности излучения ФП  $F(x)$  с точностью до амплитуды считается лежащим в диапазоне от равномерного (7) до гауссова (8). Функция МТФ по определению рассчитывается аналитически для произвольного коэффициента увеличения как прямое преобразование Фурье от  $F(x)$ . Графическая интерпретация показана на рисунке 2.

$$F(x) = \begin{cases} A, & |x| \leq \Delta x/2 \\ 0, & |x| > \Delta x/2 \end{cases} \quad (7)$$

$$F(x) = A \cdot \exp\left(-\frac{x^2 \cdot \pi}{\Delta x^2}\right) \quad (8)$$

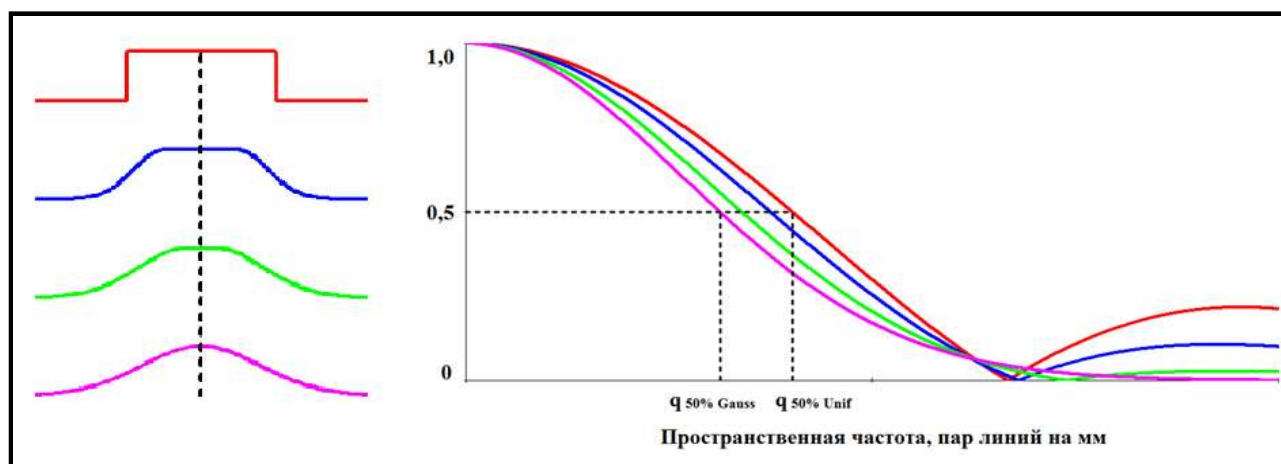


Рис. 2. Форма профиля интенсивности излучения ФП в диапазоне от равномерной до гауссовой при условии постоянства суммарной энергии и соответствующий диапазон МТФ.

Применение ТПР как ТО позволяет по одной проекции измерить характеристики ФП только в одном направлении. Перед проведением исследования, с учетом известных характеристик детектора, необходимо подобрать сочетание частоты штрихов ТПР и коэффициента геометрического увеличения, при котором градиенты от соседних штрихов не накладываются друг на друга, полная проекция хотя бы одной пары штрихов полностью укладывается в границы детектора, ширина градиента покрывает как можно большее количество каналов. При расчете численной производной сигнала необходимо контролировать влияние шумов.

Апробация методики проведена на следующих рентгеновских источниках с номинальным размером ФП менее 100 мкм: РАП-100 и РАП-150 (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», Россия), XRB011 (Spellman, США), L9181-02 (Hamamatsu, Япония). Проекция регистрировалась на проскопанельный детектор ПРОДИС.Марк 1215СС с размером пикселя 49,5 мкм. В зависимости от размера ФП использовалась частота ТПР от 0,5 до 2,0 пар линий на мм, коэффициент увеличения выбирался таким, чтобы ширина градиент была не менее 40 пикселей. Рассчитанная по предложенной методике МТФ с высокой точностью совпала с измерениями в аналогичных условиях по фантому JIMA. Производная сигнала, в соответствии с выражением (3) позволяет качественно оценить форму профиля интенсивности излучения ФП. Кроме озвученного ранее, по проекции ТПР возможно измерить относительный дрейф ФП во времени или в зависимости от параметров источника.

#### Литература.

1. Salamon M. et al. Comparison of different methods for determining the size of a focal spot of microfocus X-ray tubes / Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, vol. 591, № 1, 2008, pp. 54-58.
2. Standard ASTM E2903-13. Standard test method for measurement of the effective focal spot size of mini and micro focus X-ray tubes.
3. Сайт производителя фантома. URL: <https://www.jima.jp/english/assen-e.html>. Дата обращения: 01.11.2020.
4. Сайт дистрибьютера в РФ. URL: [http://www.doza.ru/catalog/common\\_phantom/260](http://www.doza.ru/catalog/common_phantom/260). Дата обращения: 01.11.2020.

## **УЧЁТ СКРЫТЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ МИКРОФОКУСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ ПРИ РАЗРАБОТКЕ СИСТЕМ ВИЗУАЛИЗАЦИИ**

**Авакян А.К. (ПРОДИС.НДТ)**

Цель данной работы – продемонстрировать особенности российских и импортных микрофокусных рентгеновских аппаратов, не прописанные явно в документации производителя, но оказывающие существенное влияние на характеристики системы визуализации. В работе представлены следующие экспериментальные наблюдения:

- зависимость размера фокусного пятна (ФП) от напряжения и тока трубки;
- нестандартная форма профиля интенсивности излучения ФП;



– различие эффективного размера ФП в поле визуализации для трубок с массивным анодом с известным углом наклона;

– дрейф (перемещение) действительного ФП по поверхности мишени в зависимости от параметров напряжения и тока трубки, а также в течение непрерывной экспозиции.

Перечисленные особенности прямо или косвенно оказывают влияние на пространственное и контрастное разрешение системы визуализации. Следовательно, их учёт и контроль позволят разработчику подтвердить применимость конкретной модели источника для решения поставленных технических задач, а также определить диапазон параметров работы источника в составе системы, в котором гарантированно достигаются необходимые характеристики визуализации.

Исследования выполнены в рамках проектов разработки систем инспекции печатных плат и микротомографии. Проекция регистрировалась на проскопанельный детектор ПРОДИС.Марк 1215СС с размером пикселя 49,5 мкм. В таблице 1 представлены исследованные рентгеновские аппараты [1-3].

Табл. 1. Исследованные рентгеновские аппараты с перечнем заявленных в документации производителя основных технических характеристик [1-3].

	РАП-100 (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», Россия)	РАП-150 (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», Россия)	ХRB011 (Spellman, США)	L9181-02 (Hamamatsu, Япония)
Рентгеновская трубка	БС-6	БС-16	Oxford Instruments 1000 Glass	Не указана
Тип анода	Прострельный вынесенный	Прострельный вынесенный	Массивный статический, угол наклона 20°	Не указан
Размер ФП, мкм	40*	50**	до 31,5	от 5 до 40***
Напряжение трубки, кВ	от 50 до 100	от 50 до до 150	от 35 до 80	от 40 до 130
Мощность, Вт	до 10	до 10	до 50	до 39
Фокусировка	Постоянное магнитное поле	Постоянное магнитное поле	Не указана	Не указана

\* – в режиме 100 кВ, 20 мкА.

\*\* – в режиме 125 кВ, 100 мкА.

\*\*\* – в зависимости от мощности.

Размер эффективного ФП измерялся по ширине градиента проекции штрихового свинцового тест-объекта пространственного разрешения (ТПР). В соответствии с ограничением методики, по одной проекции возможно измерить размер ФП только в одном направлении. На рисунке 1 показаны результаты измерения для аппаратов РАП-100, РАП-150 и Spellman ХRB011 в зависимости от установленных параметров излучения.

В существующих стандартах измерения ФП либо не предусмотрена интерпретация измеренного размера в виде пространственного распределения интенсивности по поверхности мишени трубки, либо это распределение считается двумерным гауссовым. На практике информация о форме профиля необходима для аналитического расчета МТФ (Modulation transfer function) системы, а предположение о гауссовом распределении не является универсально верным для любого рентгеновского источника.

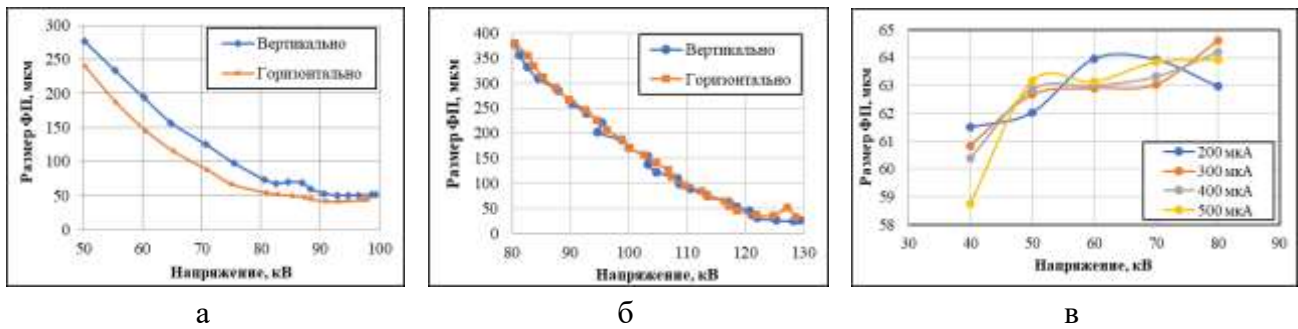


Рис. 1. Размер ФП аппаратов: *а* – РАП-100, *б* – РАП-150 и *в* – Spellman XRB011 в зависимости от параметров напряжения и тока трубки.

Доступным методом приблизительной оценки формы профиля ФП является математический расчет производной сигнала проекции от границы высоконтрастного объекта. На рисунке 2 показана оценка профиля интенсивности излучения ФП на аппарате Spellman XRB011 в режиме 80 кВ, 500 мкА, геометрическое увеличение – 16,8 раз, частота штрихов ТПР – 0,6 пар линий на мм. В горизонтальном направлении профиль имеет необычную форму с ярко выраженным пиком шириной порядка 50 мкм в центральной части и отходящими от него в обе стороны «плато» с амплитудой 15 % от пиковой интенсивности. Общая ширина с учетом плато достигает 300 мкм. В вертикальном направлении профиль близок к гауссиану. Закономерность сохраняется во всем диапазоне параметров трубки. Наличие «плато» существенно ухудшает пространственное разрешение вдоль одного из направлений, при этом об этом отсутствует информация в документации, а заявленный номинальный размер не превышает 32 мкм.

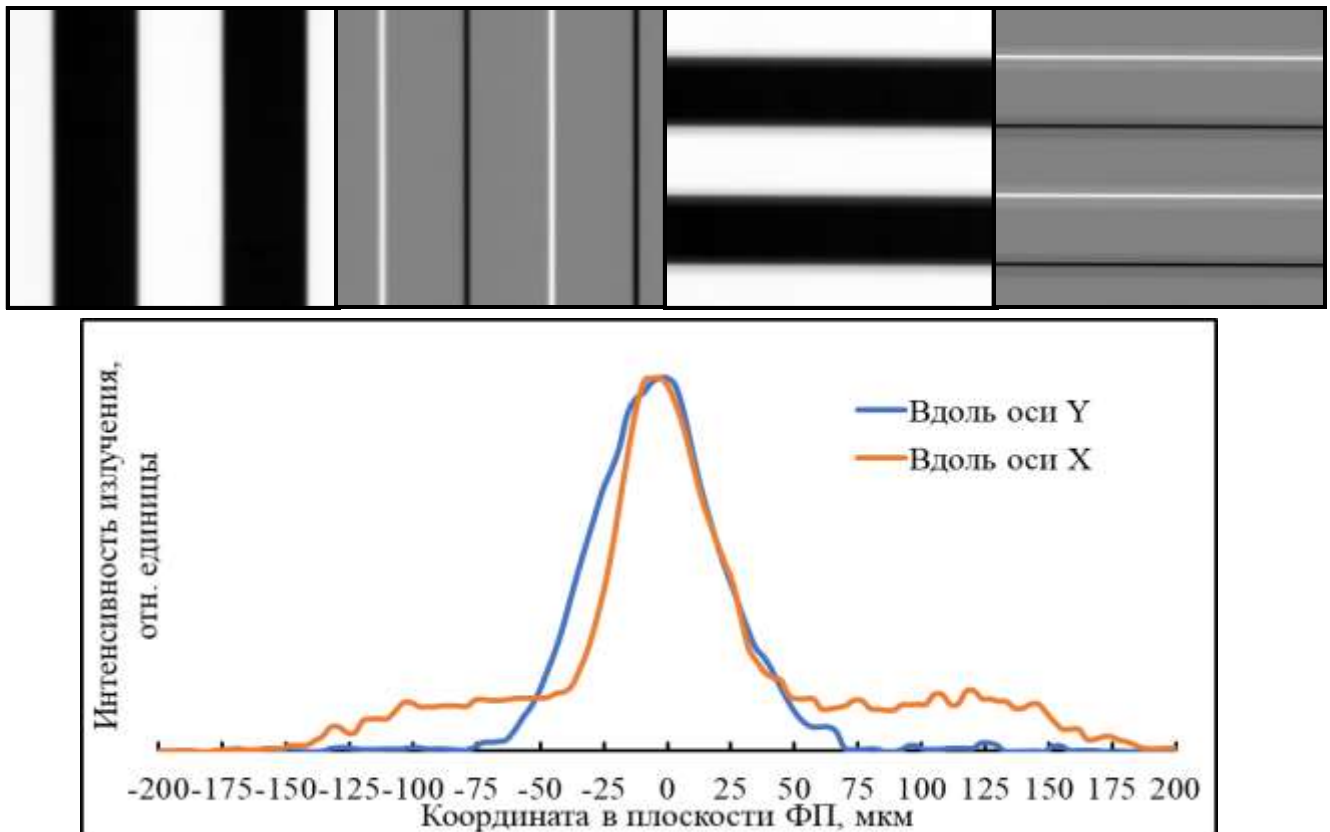


Рис. 2. Аппарат Spellman XRB011. Проекции ТПР и их производные в двух направлениях (сверху) и оценка профиля интенсивности излучения ФП по анализу производных (снизу).

Для рентгеновских трубок с массивным анодом, имеющим угол наклона, по законам геометрической оптики размер эффективного фокусного пятна зависит от направления визуализации [4]. Вследствие этого, пространственное разрешение системы неравномерно в зависимости от положения и угловой ориентации объекта в пучке излучения. С точки зрения автора, отсутствие в документации информации о типе анода, а также об угле съёмки при измерении номинального размера ФП, может приводить к некорректной интерпретации реальных эксплуатационных характеристик источника.

На рисунке 3 показаны проекции ФП аппарата Spellman XRB011 в режиме 80 кВ, 400 мкА через отверстие диаметром 50 мкм в вольфрамовой пластине толщиной 100 мкм. Данный фантом не является точечным при номинальном размере действительного ФП 32 мкм, однако проекции качественно характеризуют изменение размера и угловой ориентации эффективного ФП. Коэффициент увеличения –  $17 \pm 0,5$  раз. Изображение в центре соответствует позиции фантома на перпендикуляре к плоскости детектора через номинальное положение ФП источника.

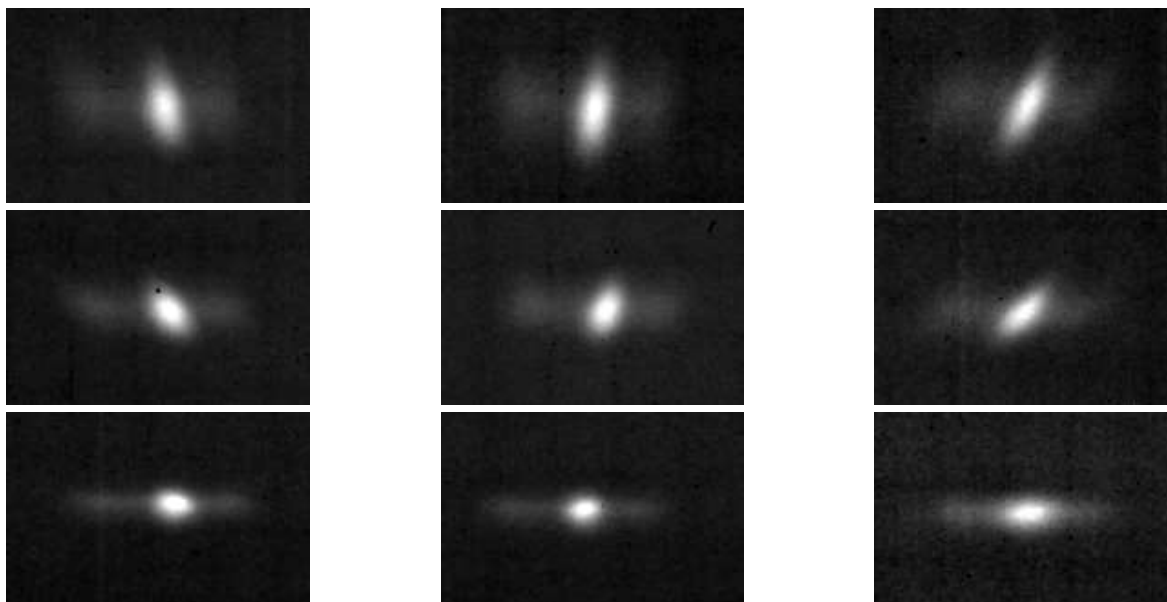


Рис. 3. Проекция ФП аппарата Spellman XRB011 через отверстие диаметром 50 мкм в зависимости от положения в поле визуализации. Изображения сверху вниз соответствуют направлению от катодной стороны к анодной стороне.

На рисунке 4 показана проекция ТПР (частота штрихов – 0,8 и 0,9 пар линий на мм, коэффициент увеличения –  $45 \pm 0,5$  раз) на аппарате Hamamatsu L9181-02 в режиме 130 кВ, 100 мкА и зависимость размера эффективного ФП от положения проекции. На основании эксперимента сделан вывод о наличии угла наклона анода трубки данного аппарата.

Общим для четырёх рассматриваемых рентгеновских аппаратов является эффект дрейфа действительного ФП, проявляющийся визуально в виде смещения на изображении проекции зафиксированного в пространстве объекта при переключении режимов тока и напряжения источника, либо с течением времени в ходе непрерывной экспозиции. Дрейф от режима аппарата предположительно объясняется свойствами системы фокусировки пучка, временной дрейф – эффектом нагрева и последующей деформации катодного узла. Доступное оборудование позволило экспериментально измерить значения относительного дрейфа, то есть смещения относительно положения, условно принятого за нулевое.

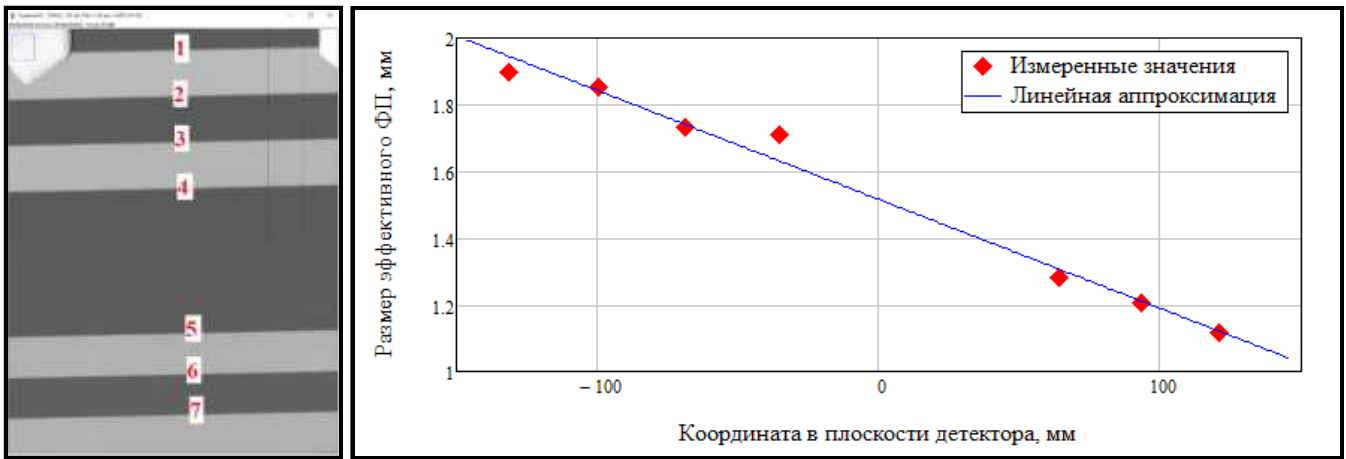


Рис. 4. Зависимость размера эффективного ФП аппарата Hamamatsu L9181-02 от направления визуализации (без пересчета с учетом коэффициента увеличения).

На рисунке 5 слева показаны траектории дрейфа во времени (возле точек данных отмечено время в секундах с момента начала экспозиции) на трех режимах аппарата Spellman XRB011, измерения представлены в плоскости детектора, коэффициент геометрического увеличения при съемке  $-17 \pm 0,5$  раз. На рисунке 5 справа показан дрейфа ФП аппарата РАП-150 по двум направлениям в зависимости от напряжения трубки (при фиксированном токе 50 мкА), измерения относительно положения ФП при напряжении 80 кВ.

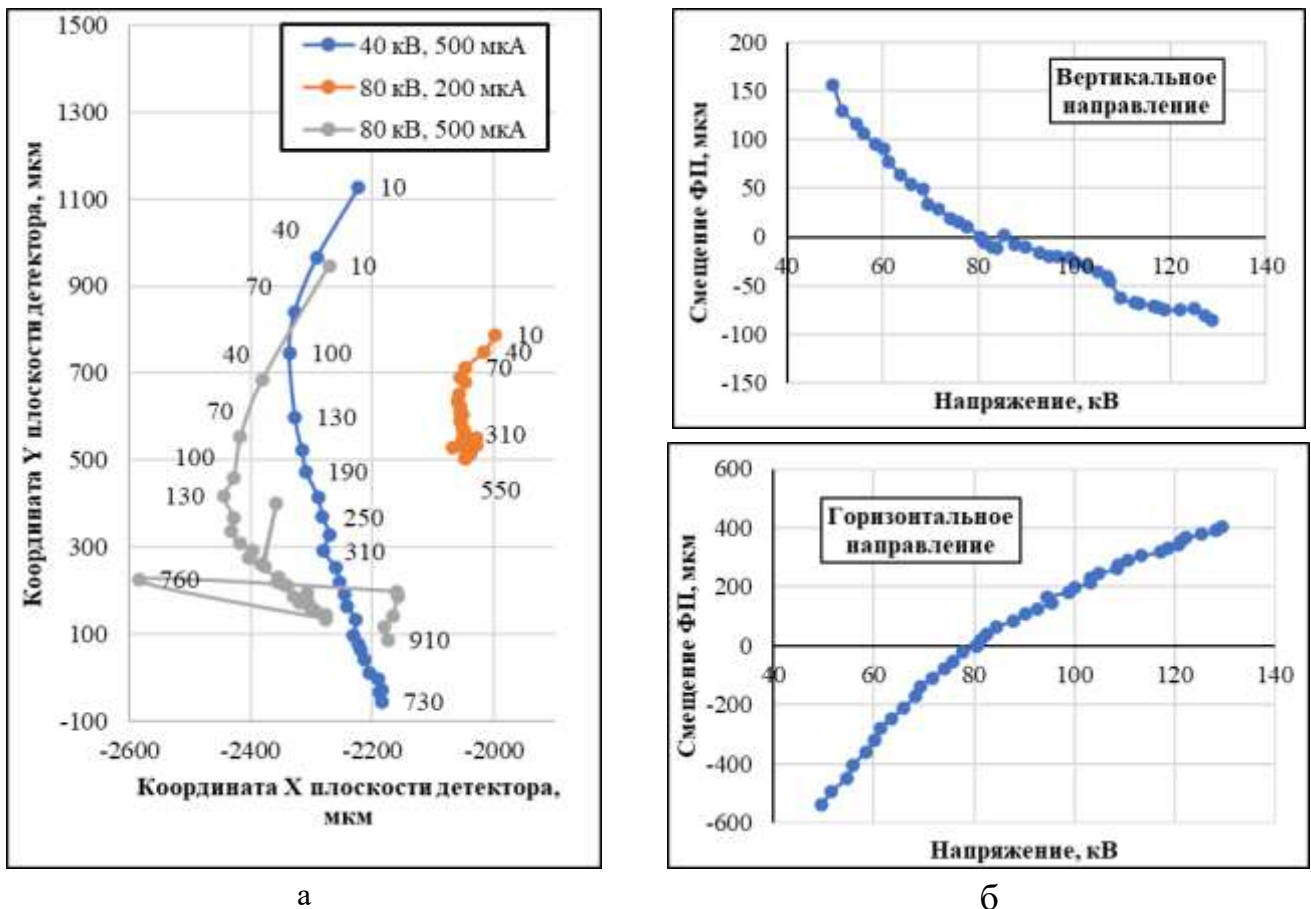


Рис. 5. Дрейф ФП: а – Spellman XRB011 на трех режимах напряжения и тока трубки, возле точек данных указано время в секундах с момента начала экспозиции; б – РАП-150 в двух направлениях в зависимости от напряжения трубки при токе 50 мкА.

Представленные в работе особенности микрофокусных рентгеновских источников оказывают существенное влияние на пространственное разрешение системы визуализации. Их учёт и контроль позволят разработчику определить диапазон параметров работы источника в составе системы, в котором гарантированно достигаются необходимые для конечного пользователя характеристики визуализации.

Литература.

1. Подымский А.А. Мощные рентгеновские трубки для проекционной рентгенографии / СПб.: Изд-во ЛЭТИ, 2016.
2. Сайт производителя. URL: <https://www.spellmanhv.com/ru/high-voltage-power-supplies/XRB011> Дата обращения: 09.11.2020.
3. Сайт производителя. URL: <https://www.hamamatsu.com/eu/en/product/type/L9181-02/index.html>. Дата обращения: 09.11.2020.
4. Buzug T.M. Computed tomography / Springer Handbook of Medical Technology. Springer. Berlin, Heidelberg. 2011.

## **СПЕКТР ИЗЛУЧЕНИЯ ИМПУЛЬСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИСТОЧНИКОВ НА ОСНОВЕ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ПРЕРЫВАТЕЛЯ ТОКА (SOS)**

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

Спектральный состав излучения является одним из основных параметров рентгеновских источников, от спектра излучения зависит плотность и соответственно толщина объектов исследования, контрастность на рентгеновских снимках тех или иных объектов. Для задач спектроскопии, кристаллографии важно получить моноэнергетические пучки излучения, но для подавляющего большинства промышленных применений используются рентгеновские источники с непрерывным тормозным спектром. Широкий динамический диапазон современных цифровых детекторов излучения позволяет различать малоконтрастные или близкие по контрасту объекты на рентгеновских снимках. Также благодаря развитию цифровых детекторов рентгеновского излучения стали все больше внедряться системы преобразования изображений, связанные с двухэнергетическими методами обработки, с целью выделения близких по плотности объектов либо объектов с разными атомными номерами.

Исследование спектров рентгеновских источников не является тривиальной задачей, особенно если речь идет об импульсном рентгеновском источнике, где излучение имеет огромную мощность в наносекундном временном интервале. В нашей лаборатории разрабатываются рентгеновские источники импульсного излучения [1, 2], в которых формирование импульсов высокого напряжения происходит за счет полупроводникового прерывателя тока (SOS) [3]. Исследование спектрального состава излучения данных источников и определение отличительных особенностей их спектров от спектров источников непрерывного действия является основной целью данной работы.

Расчет спектра для рентгеновского источника непрерывного действия можно произвести из выражения, рассчитанного теоретически Крамерсом и полученного

экспериментально Куленкампом, для спектральной плотности излучения по длинам волн  $I_\lambda$  оно принимает вид:

$$I_\lambda = \frac{dI}{d\lambda} = \frac{c^2}{\lambda_0} CiZ \frac{\lambda - \lambda_0}{\lambda^3}, \quad (1)$$

где  $c$  – скорость света в вакууме,  $C$  – константа,  $i$  – ток через рентгеновскую трубку,  $Z$  – атомный номер вещества мишени (анода),  $\lambda_0$  – граничная длина волны зависит от напряжения на рентгеновской трубке следующим образом:

$$\lambda_0 = \frac{hc}{eU}, \quad (2)$$

где  $h$  – постоянная Планка,  $e$  – заряд электрона.

В прямом виде выражение (1) для импульсного рентгеновского источника применять нельзя, поскольку в импульсном режиме в каждый интервал времени изменяется не только напряжение на рентгеновском источнике, но и ток. Например, изменение напряжения, при длительности рентгеновской вспышки десятки наносекунд, составляет порядка 4,5 кВ за 1 нс. Осциллограммы тока и напряжения представлены на рисунке 1.

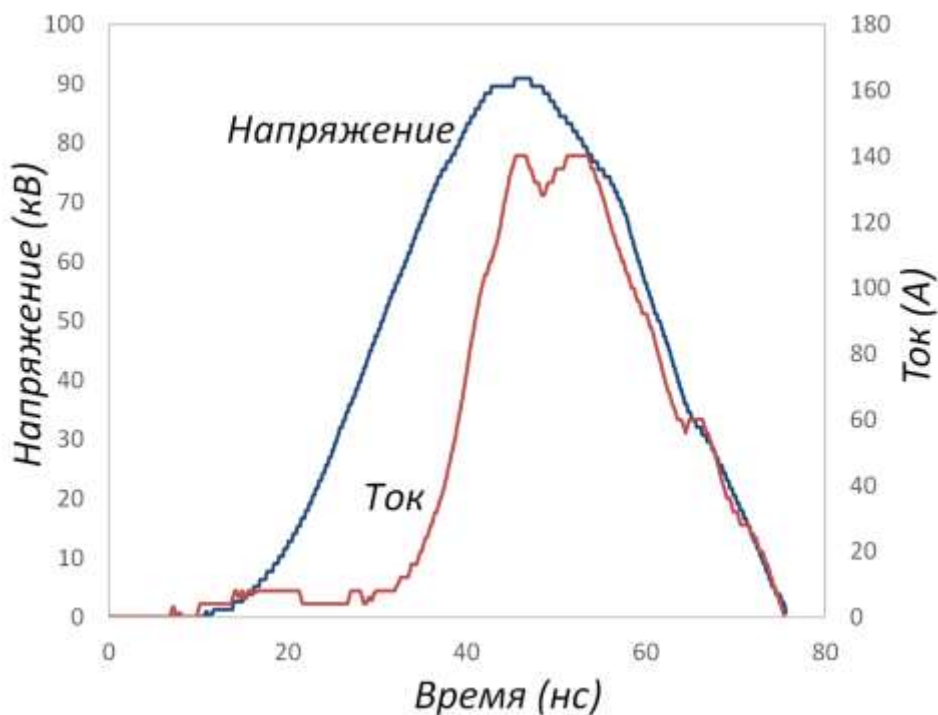


Рис. 1. Зависимость тока и напряжения импульсной рентгеновской трубки.

Таким образом, для расчета спектра рентгеновского источника импульсного излучения логично разбить синхронизированные импульсы тока и напряжения на минимальные временные интервалы, для каждого такого интервала взять среднее значение тока и напряжения и построить распределение рентгеновских квантов для данного интервала по длинам волн. Затем построить такие же зависимости для всех интервалов, на которых присутствует ток, и сложить значения для каждой длины волны, что даст полный тормозной спектр. Примеры спектрального распределения для отдельных интервалов приведены на рисунке 2.

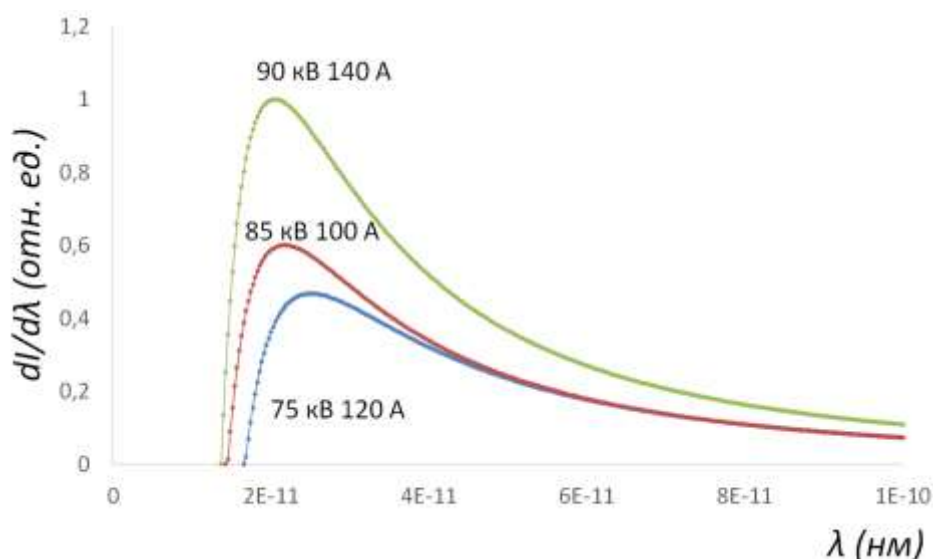


Рис. 2. Спектральный состав излучения импульсного рентгеновского источника для трех дискретных значений токов и напряжений усредненных на интервале 0,04 нс.

Для получения полного спектра применяются предложенные алгоритмы, реализованные в программе. В качестве входных данных используются исходные осциллограммы тока и напряжения, полученные с резистивных делителей. Реализована возможность задать любые изменения интервалов  $d\lambda$ , количество необходимого числа интервалов проверяется путем общего суммирования и сравнивается с интегральной суммой из формулы, выведенной из выражения (1):

$$I = C \frac{e^2}{2h^2} iZU^2 \quad (3)$$

Результат рассчитанного тормозного спектра излучения импульсного рентгеновского источника по длинам волн и спектр рентгеновского источника непрерывного излучения с такой же граничной длиной волны (таким же максимальным напряжением) представлен на рисунке 3.

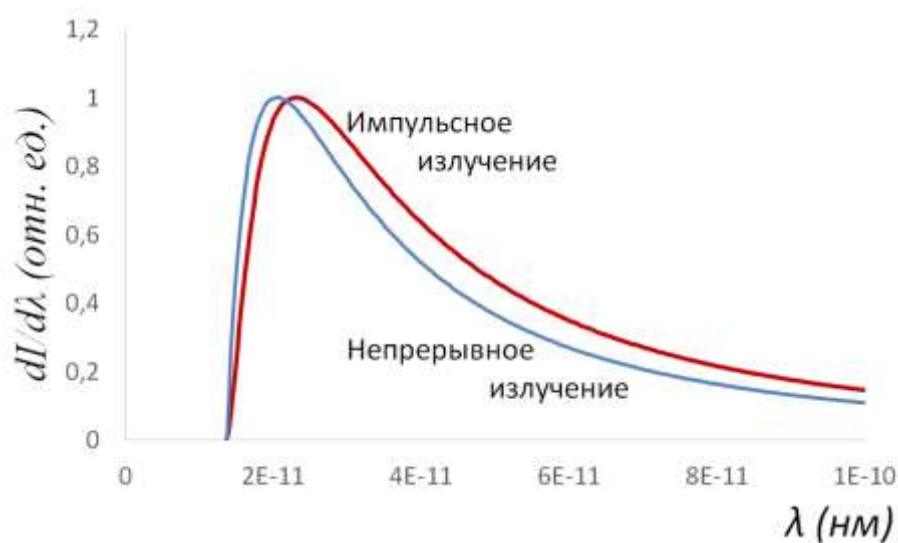


Рис. 3. Спектры тормозного рентгеновского излучения импульсного источника и источника непрерывного действия.

Далее произведен математический расчет ослабления интенсивности излучения за счет наложения Al фильтров разной толщины. Коэффициент массового поглощения для конкретной энергии взят из таблицы [4], путем аппроксимации он преобразован в функциональную зависимость от энергии излучения, таким образом, ослабление считалось с учетом коэффициента именно для конкретной энергии квантов. Для подтверждения теоретических расчетов, как спектров, так и поглощения излучения в веществе, проведено экспериментальное измерение интенсивности излучения с последовательным наложением фильтров. Результаты представлены на рисунке 4. Теоретически полученная зависимость достаточно хорошо соотносится с экспериментальными результатами, что говорит и приемлемом выборе методики расчета спектра рентгеновского источника импульсного излучения.

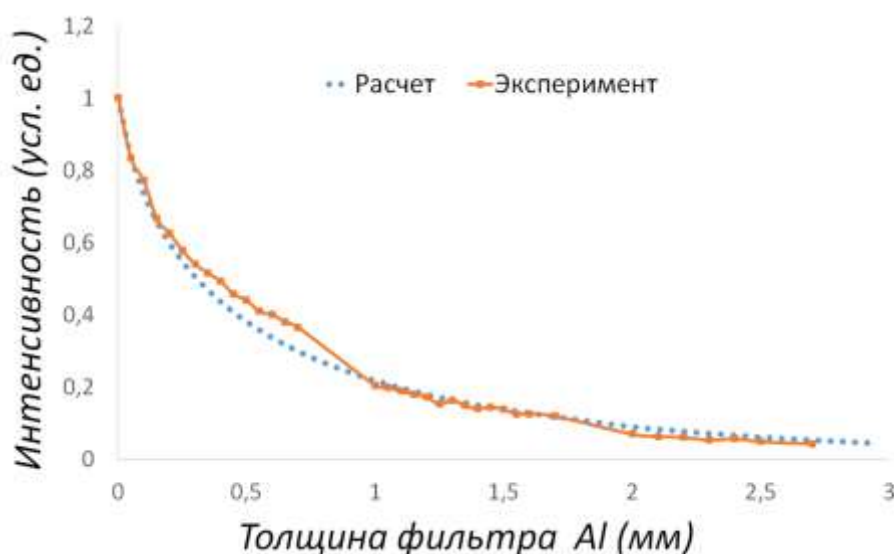


Рис. 4. Зависимость ослабления интенсивности рентгеновского излучения в алюминии, расчет и эксперимент.

В расчетах не учитывается характеристическое излучение испускаемое материалом мишени, в данном случае используется вольфрам. Его вклад в общий спектр достаточно невелик, по оценкам интегральная интенсивность характеристического излучения составляет 0,04% от общей интенсивности, в случае применения аппарата с максимальным напряжением до 300 кВ вклад характеристического излучения в общую интенсивность составляет около 0,7%. Таким образом, не учитывать вклад характеристического излучения на фоне тормозного вполне оправдано.

Предложенные алгоритмы теоретического расчета, реализованные в автоматической программе обработки, позволяют также и предсказывать спектральный состав разрабатываемого импульсного рентгеновского источника, например, изменение межэлектродного зазора приводит к изменению напряжения, при котором начинается эмиссионный ток, что в свою очередь ведет к смещению пиковых значений напряжения и тока относительно друг друга и к изменению спектрального состава излучения.

В данной работе показано отличие спектра источника импульсного излучения от источника непрерывного излучения. Главная отличительная особенность заключается в том, что в спектре импульсного рентгеновского источника присутствует большая доля квантов из длинноволновой области спектра при совпадении напряжения питания постоянного



рентгеновского источника с максимальным напряжением импульсного источника, то есть при одинаковой граничной длине волны. В связи с этим, тот факт, что спектральный состав импульсного рентгеновского источника имеет значительную долю квантов с низкой энергией, дает основание полагать, что применение рентгеновских источников импульсного излучения для двухэнергетических методов обработки изображений является перспективным. Возникает возможность получать двухэнергетические снимки с одного рентгеновского источника, используя лишь фильтры, например, из меди либо алюминия.

Благодаря разработанной программе для расчета спектров импульсных рентгеновских источников по осциллограммам тока и напряжения, возникает возможность предсказывать спектральный состав для вновь разрабатываемых импульсных рентгеновских источников и на стадии проектирования задавать необходимый спектральный состав излучения.

Также можно сделать вывод, что контраст линий характеристического излучения для импульсного рентгеновского источника меньше, чем в случае рентгеновского источника непрерывного действия при одинаковых максимальных напряжениях. К тому же характеристическое излучение дает незначительный вклад в общий спектр.

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

Литература.

1. Komarskiy A., Korzenevskiy S., Chepusov A., Krasniy O. The pulsed x-ray radiation source and its application / Review of Scientific Instruments 90, 2019, 095106.
2. Bayankin S., Mozharova I., Kuznetsov V., Korzhenevskii S. and Komarskiy A. Use of diagnostic nanosecond X-ray pulse apparatuses for diagnostics / Vestnik rentgenologii i radiologii, vol. 2, 2015, pp. 42 – 46.
3. Lyubutin S.K., Rukin S.N., Slovikovskii B.G., Tsyranov S.N. High-frequency pulse generators based on SOS diodes with subnanosecond current cutoff time / Instruments and Experimental Techniques, vol. 43, iss. 3, 2000, pp. 331–338.
4. Клюев В.В. «Рентгенотехника»: справочник в 2-х кн. Кн. 1 / М.: Машиностроение, 1992, 480 с.

## **ПРИМЕНЕНИЕ СВЕРТОЧНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ БИНАРНОЙ КЛАССИФИКАЦИИ РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ**

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

В настоящее время с развитием цифровых приемников излучения расшифровка рентгеновских изображений все более включает в себя обработку данных с помощью математических алгоритмов, реализованных в компьютерных программах. Методы реализуются как для простого контрастирования изображения, так и в сложных алгоритмах математической обработки, позволяющих выделять контуры объектов на малоконтрастных снимках, также высокую эффективность дает использование сложных частотных фильтров, основанных на преобразованиях Фурье, и другое.

Бесспорно, качество получаемого рентгеновского снимка зависит от источника излучения, от установок, определяющих дозу и спектральный состав излучения,

рентгеновского детектора и, что не мало важно, от квалификации оператора и умений правильно позиционировать объект исследования. Что касается источников излучения, то на данный момент их огромное множество, и между ними существует достаточно сильная конкуренция. Например, нами разрабатываются рентгеновские источники импульсного излучения [1], основанные на полупроводниковых прерывателях тока (SOS) [2]. Различные модификации источников могут применяться как для медицинских исследований, так и для дефектоскопии, они имеют малые размеры фокусного пятна, сравнительно небольшие габариты, при частоте следования наносекундных рентгеновских импульсов до 5 кГц, что дает им преимущества по сравнению с аналогами даже для применения в компьютерной томографии [3].

В современной рентгеновской технике на помощь человеку приходит компьютерная обработка результатов исследований, основанная на применении алгоритмов машинного обучения. Алгоритмы машинного обучения, в частности глубокое обучение, позволяет решать задачи классификации объектов, выделения объектов на изображениях и др.

Согласно работе [4] сверточные нейронные сети (CNN) - наиболее распространенные сегодня типологии архитектуры глубокого обучения при анализе изображений. Они автоматически определяют наиболее важные детали на изображении на основании которых можно классифицировать изображение. Главными преимуществами CNN являются возможность учета двумерной топологии изображения и небольшое количество настраиваемых параметров, в отличие от других алгоритмов классификации.

В данной работе приведено сравнение эффективности работы нескольких сверточных нейронных сетей с разной архитектурой, проанализированы параметры данных сетей и выбраны лучшие результаты для задачи бинарной классификации рентгеновских изображений.

В качестве данных для обучения были использованы открытые данные Montgomery County X-ray Set и Shenzhen Hospital X-ray Set. Суммарно они содержат 800 рентгеновских снимков грудной клетки пациентов (406 здоровых и 394 больных туберкулезом).

Для оценки эффективности обученной модели применяется 5-блочная кросс-валидация, которая позволяет обеспечить более точные результаты для такого небольшого количества данных. Для сравнения были выбраны архитектуры InceptionV3, InceptionResNetV2, ResNet101V2 и простая модель, состоящая из 5 сверточных и 1 полносвязного слоев.

При обучении искусственных нейронных сетей существует проблема переобучения модели, когда модель хорошо распознает примеры из обучающего набора, но при этом плохо распознает любые другие примеры не из этого набора. В целях избегания этой проблемы, для каждой модели получены кривые валидации, которые позволяют определить оптимальное количество эпох обучения. Дополнительно применялся алгоритм приращения данных (вращение на  $10^\circ$ , сдвиг, изменение масштаба на 10%) для искусственного увеличения обучающего набора.

На рисунке 1, *а* видно, как после 20 эпох обучения accuracy (доля правильно идентифицированных положительных и отрицательных результатов) на кросс-валидации перестает расти, а точность на тренировочных данных приблизилась к 1, что свидетельствует о переобучении модели. В свою очередь на рисунке 1, *б* видно, что применение алгоритма

приращения данных увеличивает время обучения и делает процесс обучения более равномерным, позволяя получить более стабильную к искажениям модель.

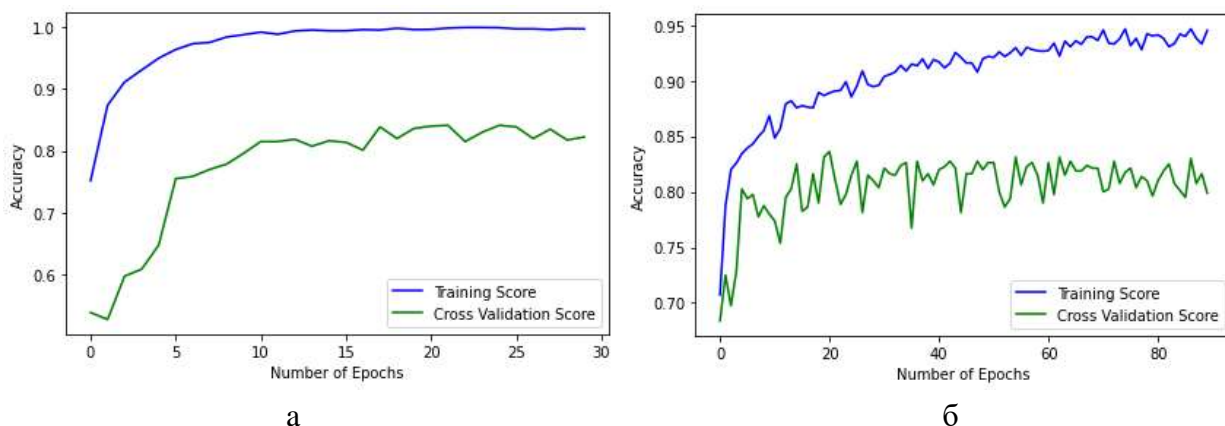


Рис. 1. Кривые валидации для InceptionV3:

а – без алгоритма приращения данных; б – с алгоритмом приращения данных.

Еще одной проблемой алгоритмов глубокого обучения и сверточных сетей в частности является интерпретируемость модели. Для лучшего понимания работы CNN применяются различные методы визуализации, одним из которых является Grad-CAM [5]. Он выделяет наиболее важные области на изображении, на основании которых сеть делает свой прогноз. Данный метод позволяет не только проверить и отладить сверточную сеть, но и может служить указателем для человека, на что нужно обратить внимание.

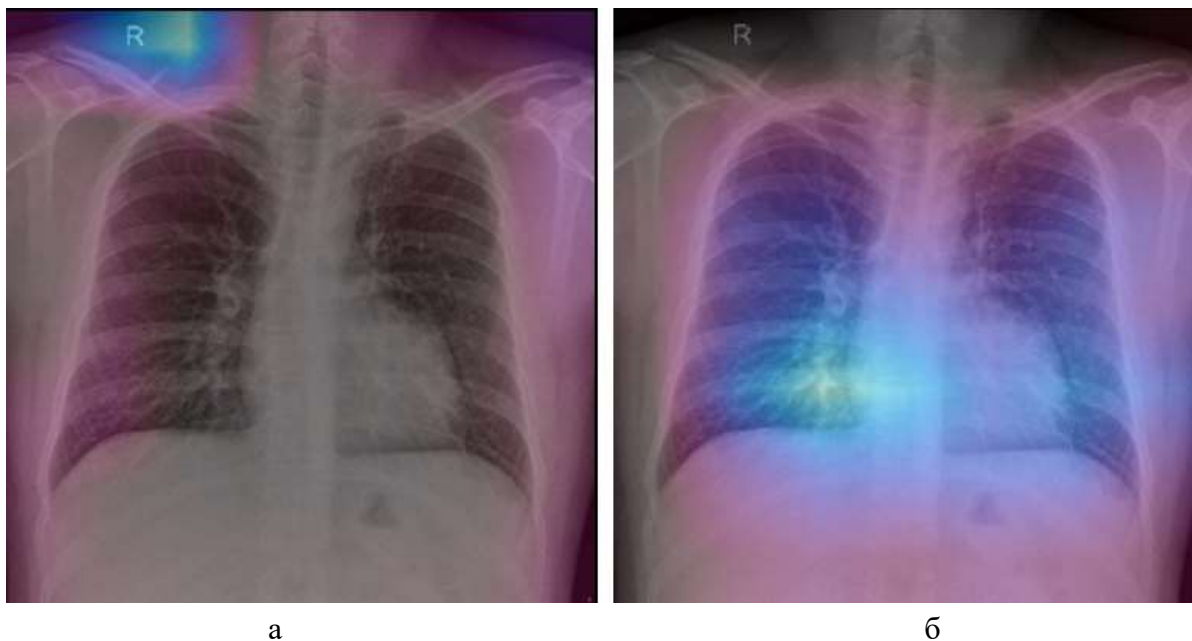


Рис. 2. Методы визуализации:

а – Grad-CAM для простой модели; б – Grad-CAM для ResNet101V2.

На рисунке 2, а изображен результат работы Grad-CAM на простой модели. Несмотря на хорошие показатели по классификации, модель делает прогноз обращая внимание на неправильные области на изображении. Из этого следует, что простая модель не подходит для данной задачи. В свою очередь на рисунке 2, б видно, что модель ResNet101V2

правильно выделила области легких, на основании чего определила больного туберкулезом пациента.

В таблице 1 показан сравнительный анализ проанализированных в данной работе сверточных нейронных сетей.

Табл. 1. Сравнение эффективности разных архитектур CNN.

Дополнительно	Модель	Количество эпох обучения	Accuracy	Sensitivity	Specificity
Без алгоритма приращения	InceptionV3	20	83,38	80,46	86,21
	InceptionResNetV2	5	81,50	76,40	86,45
	ResNet101V2	7	81,63	83,25	80,05
С алгоритмом приращения	InceptionV3	18	80,38	88,58	72,41
	InceptionResNetV2	35	80,25	84,01	76,60
	ResNet101V2	10	81,00	80,96	81,03

Сравнение эффективности разных моделей показало, что лучшую ассигасу показала модель InceptionV3, в то время как лучшую sensitivity (доля правильно идентифицированных положительных результатов) показала модель ResNet101V2.

Применение алгоритма приращения данных не дало улучшение показатели моделей, однако сделало их более устойчивым к новым данным. Это продемонстрировало, что применение одной только сверточной сети (без предобработки данных) достаточно, чтобы получить хорошие результаты.

Данные модели относительно легко настроить и применить для решения любой специфической задачи. Например, они могут быть переобучены на наборе данных для определения дефектов деталей (сварных швов), либо для досмотрового контроля, где необходимо проверять объекты на принадлежность к предметам террористической угрозы и др. Готовую обученную модель сверточной сети можно реализовать в виде отдельного приложения и использовать для помощи при анализе рентгеновских изображений рентгенологами.

Естественно, в важных областях рентгеновских исследований, например, медицинская диагностика, где от результата обследования зависит выбор методики лечения пациента и, как следствие, жизнь и здоровье, пока сверточные нейронные сети являются лишь дополнением к человеческой интерпретации рентгеновских изображений.

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

#### Литература.

1. Komarskiy A., Korzenevskiy S., Chepusov A., Krasniy O. The pulsed x-ray radiation source and its application / Review of Scientific Instruments 90, 2019, 095106.
2. Lyubutin S.K., Rukin S.N., Slovikovskii B.G., Tsyranov S.N. High-frequency pulse generators based on SOS diodes with subnanosecond current cutoff time / Instruments and Experimental Techniques, vol. 43, iss. 3, 2000, pp. 331–338.

3. Komarskiy A.A., Korzhenevskiy S.R. and Komarov N.A. X-ray sources of nanosecond pulses based on semiconductor opening switch for CT / AIP Conference Proceedings, vol. 2250, nr. 020018, 2020.

4. Geert Litjens, Thijs Kooi, Babak Ehteshami Bejnordi et al. A survey on deep learning in medical image analysis / Med Image Anal., vol. 42, 2017, pp. 60–88.

5. Ramprasaath R. Selvaraju, Michael Cogswell, Abhishek Das et al. Grad-CAM: Visual Explanations from Deep Networks via Gradient-Based Localization / International Journal of Computer Vision, vol. 128, 2020, pp 336–359.

## **МНОГОФАЗНЫЙ РАСХОДОМЕР «УРАЛ-МР»**

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

Многофазные расходомеры представляют собой средства учета, которые в отличие от классических сепарационных установок измеряют состав потока флюида, состоящего из различных жидкостей и газа без предварительной сепарации. Это значительно уменьшает габариты установки и повышает ее точность, так как при определенных параметрах потока сепарация перестает быть достаточно эффективной для точного учета каждой из фракций. Одним из основных пользователей расходомеров, и, в частности, многофазных расходомеров, является нефтегазовый сектор, в котором они применяются с конца 90-х годов [1].

Наиболее успешные модели многофазных расходомеров на настоящий момент используют гамма-денситометрию в комбинации с трубой Вентури для определения скорости потока. Тем не менее, так как конечные пользователи работают в странах и регионах, в которых применение радиоактивных элементов не разрешается или не приветствуется из консервативных соображений, распространенных в отрасли, некоторые производители начали развигивать системы, в которых не предполагается использование радиоактивных изотопов. Они, тем не менее, работают достаточно эффективно лишь в области до 90% GVF. Такие системы основываются на комбинациях кориолисова расходомера, многопараметрических средств измерения давления и температуры, влагомера, и СВЧ или емкостных/индуктивных датчиках [2].

Многофазный расходомер «Урал-МР», разработанный в Корпорации Уралтехнострой, отличается от всех существующих на настоящий момент многофазных расходомеров. В основе работы многофазного расходомера лежит использование одного физического процесса, анализа рентгеновского излучения, для определения всех параметров потока. Многофазный поток просвечивается рентгеновским излучением, которое проецируется на детекторную систему, состоящую из спектрометра и рентгеновских детекторов, которые определяют скорость движения потока, объемное газосодержание потока и обводненность жидкости. Датчики давления и температуры используются исключительно для приведения измеренных расходов к стандартным условиям и внедрению PVT-корректировки полученных результатов.



Рис. 1. Внешний вид многофазного расходомера Урал-МР в составе замерной установки.

Для определения фазового состава смеси (с помощью рентгеновских матричных детекторов) используется излучение с двумя диапазонами энергии: низкоэнергетичное излучение и высокоэнергетичное. Для примера на рисунке 2, *а* показаны спектры рентгеновского источника в этих двух режимах. На низких энергиях разница в коэффициенте поглощения между водой и жидкими углеводородами максимальна, что позволяет различить на снимках эти две фракции [3]. На высоких энергиях разница между коэффициентами поглощения воды и жидких углеводородов становится несущественной, а между жидкими компонентами и газом наоборот возрастает (рис. 2, *б*). Стоит отметить, что в расчетах используется излучение с энергий выше 20 кэВ, потому как ниже этой энергии все излучение сильно поглощается в окружающем воздухе и не несет в себе полезной информации.

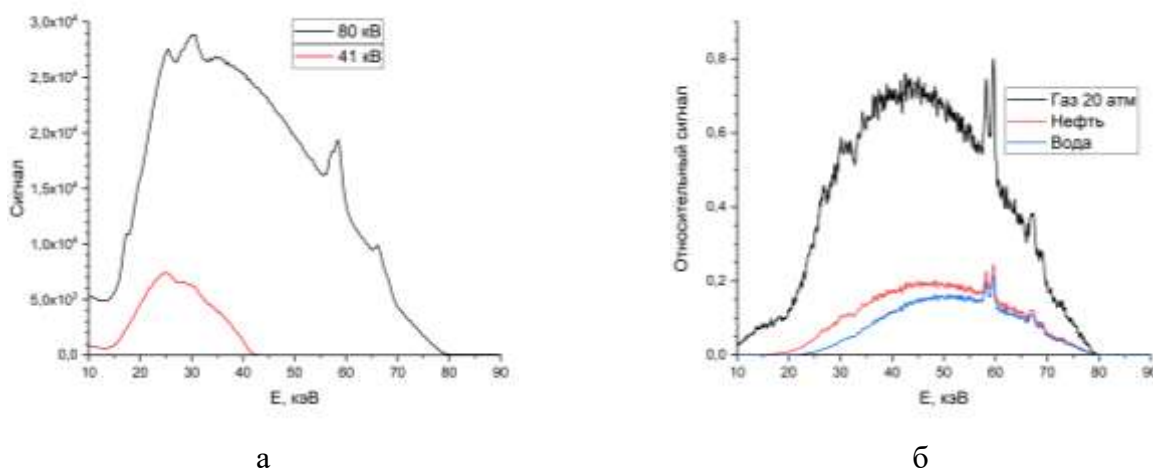


Рис. 2. Спектры излучения, прошедшего различные материалы при калибровке

Используемая в расходомере рентгеновская система детектирования позволяет получать высокоскоростные последовательности снимков потока в трубе (до 10 тысяч

кадров в секунду), затем соединяя их в видео. Анализируя перемещение неоднородностей потока по трубе, происходит определение линейной скорости потока, по которой в комбинации с данными фазового состава смеси рассчитываются объемные и массовые расходы фракций смеси.

Для наглядности на рис. 3 показано движение газового пузыря в пробковом режиме течения многофазного потока, которое было получено во время сертификационных испытаний расходомера на государственном эталоне ГЭТ 195-2011 в ВНИИР (г. Казань). Изображение повернуто на 90 градусов против часовой стрелки относительно реальной ориентации, соответственно поток движется слева направо, а не сверху вниз. Цветовая визуализация изображения идентифицирует плотность потока в каждой точке изображения: максимум шкалы соответствует чистому газу, минимум шкалы – наиболее плотной жидкости в смеси. Поток на рисунке 3, а состоит из смеси воды с эксолом, последний визуализируется в виде светлых пятен. На рисунке 3, б видно появление воздушного пузыря в левой части изображения, на рисунке 3, в большую часть изображения занимает пузырь, на рисунке 3, г видна задняя часть пузыря.

Для первичной калибровки помимо принципа денситометрии, используется спектроскопия в полном спектре рентгеновского излучения. С помощью спектроскопии происходит определение коэффициентов поглощения сред, представляющих собой фракции анализируемого флюида, а также спектр рентгеновского источника (спектры используемого источника показаны на рисунке 2, а).

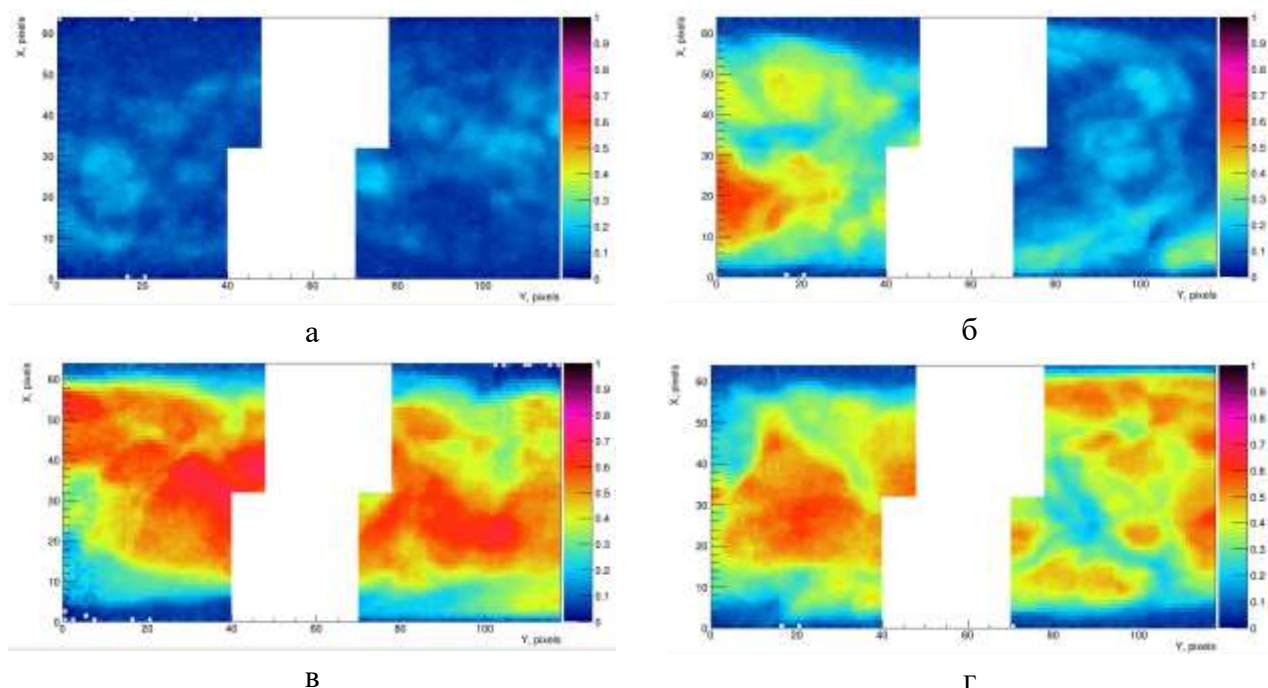


Рис. 3. Визуализация пробкового режима течения многофазного потока.

Рентгеновский источник для многофазного расходомера должен обладать высокой стабильностью рабочих характеристик. Стабильность мощности амбиентного эквивалента дозы рентгеновского излучения должна находиться на уровне ниже 1% для анализа фракционного состава потока с точностью  $\pm 2,5\%$ , которой требуют ГОСТы на многофазные расходомеры. Для компенсации медленных флуктуаций интенсивности применена система контроля фоновой дозы на базе Si-PIN фотодиодов. Так же рентгеновский аппарат должен

обеспечивать равномерное пространственное распределение интенсивности излучения и его спектра для того, чтобы всё изображение потока формировалось рентгеновским излучением с одинаковыми характеристиками. Это условие было выполнено за счет использования рентгеновской трубки с большим углом наклона анода.

Для возможности просвечивать исследуемый поток рентгеновским излучением с минимальными потерями интенсивности была разработана конструкция трубы на основе композитных рентгенпрозрачных материалов, позволяющих выдерживать избыточные давления в линии до десятков МПа. В отличие от конкурентов, которые используют окна, смонтированные в металлическую трубу, Урал-МР использует полностью рентгенпрозрачную конструкцию трубы. Это позволяет проводить интроскопию полного сечения потока, не исключая из рассмотрения пристеночные участки и не снижая статистики. Также, таким способом исключается паразитное рассеянное рентгеновское излучение от металла, которое может вносить погрешности в определение состава потока. Вид композитной трубы в сборке с металлическими фланцами для подключения к линии замерной установки показан на рисунке 4. Вокруг композитной трубы также виден стальной кожух с окнами, который функционально используется для механической защиты трубы.



Рис. 4. Рентгенпрозрачная труба в сборе со стальными фланцами.

К настоящему моменту два промышленных образца расходомера были собраны на заводе Корпорации Уралтехнострой и прошли сертификационные испытания на государственном эталоне с целью подтверждения рабочих характеристик. По результатам испытаний получено заключение о соответствии точности расходомеров требованиям ГОСТ Р 8.615-2005 и ПНСТ 360-2019. Дальнейшие работы по расходомеру направлены на проведение опытно-промышленных испытаний для сертификации «Урал-МР» в качестве средства измерений и организацию серийного производства.

Так же дальнейшее развитие расходомера предполагает значительное сокращение количества используемых зарубежных комплектующих и расширение функционала системы. В первую очередь импортозамещение коснется рентгеновского источника, и элементов системы детектирования.



Литература.

1. A. Alsalman, A. Almutairi, S. Alsyed, V. Kumar. First time Utilization of Portable Multiphase Flow Meter for Testing Offshore wells in Saudi Arabia / SPE Middle East Oil & Gas Show and Conference, SPE-172696-MS, 2015.

2. L.S. Hansen, S. Pedersen, P. Durdevic. Multi-Phase Flow Metering in Offshore Oil and Gas Transportation Pipelines: Trends and Perspectives / Sensors, 19, 2184, 2019.

3. V.R. Bom, M.C. Clarijs, C.W.E. van Eijk, et. al The optimal X-ray energy problem in multi-phase flow metering / IEEE Transactions on Nuclear Science, vol. 50, № 3, 2003.

**РАЗРАБОТКА РЕЖИМОВ ОРГАНАВТОМАТИКИ  
ДЛЯ РЕНТГЕНОГРАФИИ ДЕТЕЙ РАЗЛИЧНЫХ ВОЗРАСТНЫХ ГРУПП**  
**Шолохова Н.А. (МГМСУ им. А.И. Евдокимова), Блинов Н.Н. (НПАО «АМИКО»),**  
**Станкевич Н.Е. (ЗАО «АЗРТ»)**

В РФ численность детей увеличилась на 600 тыс. в последние 3 года. Доля детей в структуре населения к началу 2020 года составила 18,3%. По данным Минздрава количество лучевых исследований в педиатрической практике возросло в 1,5 раза за последние 5 лет.

Детская рентгенология представляет собой отдельное направление лучевой диагностики, предметом изучения в котором является организм ребенка со своими динамическими процессами развития. Для обеспечения высокого диагностического качества изображения для различных возрастных категорий на базе одного рентгеновского комплекса необходимо учитывать анатомические и физиологические особенности организма ребенка.

Дети от неонатального до подросткового возраста значительно отличаются друг от друга по размерам и плотности области исследования, что соответственно накладывает определенные требования к автоматизации выбора режимов съемки. При этом, из-за отсутствия специализированных педиатрических аппаратов, в большинстве случаев исследования выполняются на стандартных аппаратах. Традиционно, в таких аппаратах раздел уставок для педиатрии представлен одним разделом «дети», тогда как для взрослых пациентов предлагается три набора уставок: «гипостеник», «нормостеник» и «гиперстеник». Типичный пульт представлен на рисунке 1.

При этом, при возрастающей потребности в специализированных педиатрических аппаратах, парк диагностического оборудования морально устарел. Таким образом возникла острая необходимость в разработке новых алгоритмов выбора уставок для рентгенографии детей разных возрастных групп.



Рис. 1. Фрагмент пульта рентгенографического аппарата.

Дети были разделены на шесть возрастных групп. От 0 до 1 года, от 1 до 3 лет, от 3 до 5, от 5 до 8, от 8 до 13 и от 13 до 18 лет. Для каждой из групп были разработаны уставки для органавтоматики по 100 наборам (10 разделов по 10 в каждом). На рисунке 2 приведен фрагмент интерфейса программы выбора режимов съемки.

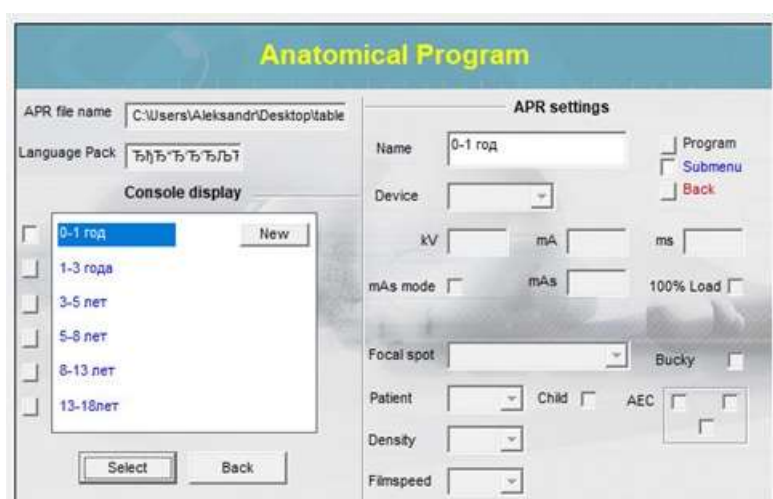


Рис. 2. Фрагмент интерфейса программы органавтоматики.

Выполнение данной разработки обеспечило снижение ошибок при выборе экспозиции и как следствие повышение качества визуализации и снижение лучевой нагрузки на пациентов и персонал.

#### Литература.

1. Radiological protection in pediatric diagnostic and interventional radiology: ICRP Publication 121 / Ann. ICRP 2013, №2.
2. Блинов Н.Н. Основы рентгенодиагностической техники. / М.: Медицина, 2002.

## **ЦВЕТОВОЕ КОНТРАСТИРОВАНИЕ В ПОСТОБРАБОТКЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАММ**

*Камышанская И.Г., Черемисин В.М., Шехтман К.В. (СПбГУ, СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница»), Мазуров А.И., Денисов А.К. (НИПК «Электрон»)*

Цветовая постобработка диагностических изображений широко используется в современной медицинской визуализации. Разные модальности лучевой диагностики применяют цвет ради наглядного и структурного изображения анатомических структур либо функции органов. К примеру, цветом в компьютерной томографии (КТ) выделяют перфузию органа, в магнитно-резонансной томографии (МРТ) – диффузию и перфузию, в однофотонной эмиссионной КТ – интенсивность накопления радионуклида в ткани, органе. На практике, к цветовой постобработке (синоним – цветовой контрастирование (ЦК)) чаще прибегают врачи-рентгенологи, анализируя трехмерные изображения сосудов и сердца при контрастной мультиспиральной КТ-ангиографии, но крайне редко проводят ЦК обычных рентгеновских компьютерных томограмм (РКТ). На диагностической просмотровой станции врача в специализированной программе (viewer) имеется опция по ЦК диагностических изображений. Однако, предлагаемые гаммы ЦК, точнее их цветовая последовательность, чаще всего психологически неприемлема, а полученные раскрашенные изображения непривычны и зачастую непонятны диагносту. В традиционной рентгенографии цветовая постобработка пока широко не применяется по ряду причин, в том числе из-за отсутствия психологически адаптированного под рентгенолога универсального программного продукта.

Группой авторов (Мазуров А. И. и др., 2020) [1] был разработан и апробирован в клинике новый метод цветового контрастирования рентгенограмм [2], основанный на квантовой гипотезе цветового зрения [3], который обеспечивает психологическую совместимость расцвеченной рентгенограммы с исходной. Использование этого метода в цифровой рентгенографии показало улучшение рентгенодиагностики. Возможности цветового контрастирования рентгеновских компьютерных томограмм пока мало узучены и в научной литературе представлены скудно.

В работе Moon Suh Park с соавторами [4] метод ЦК РКТ был использован для улучшения визуализации патологии височной кости. Авторам удалось с помощью цветовой постобработки РКТ повысить выявление рентген-признаков отосклероза и чувствительность дифференцировки мелких структур внутреннего уха. По мнению Elliot Varney and Andrew Smith, (2019) [5], цветовая постобработка РКТ грудной клетки, живота, позвоночника может в перспективе быть использована для определения остеопении и остеопороза, что авторы наглядно демонстрируют в своей работе. В исследовании, проведенном Obioma Pelka и др. (2018) [6], цветовая постобработка применялась для улучшения машинного обучения нейронных сетей. Их исследование показало, что рентгеновские изображения, обработанные цветом, повышают точность прогнозирования нейронных сетей.

Цель исследования – оценить результат постобработки рентгеновских компьютерных томограмм методом цветового контрастирования на примере лучевой диагностики некоторых острых заболеваний.

Для цветовой постобработки РКТ использовали компьютерную программу, разработанную аспирантом Университета ИТМО Денисовым А. К. [1-2]. Работу проводили в отделе лучевой диагностики городской Мариинской больницы Санкт-Петербурга.

Материал исследования включал 2 группы: рентгеновские компьютерные томограммы (РКТ) головного мозга (ГМ) пациентов с острым нарушением мозгового кровообращения (ОНМК) и РКТ органов грудной клетки пациентов с коронавирусной пневмонией.

Первую группу составило 25 человек, поступивших в приёмное отделение больницы с подозрением на острый ишемический инсульт головного мозга (ГМ). Преимущественно нарушение мозгового кровообращения было в бассейне средней мозговой артерии и имело малый размер поражения ГМ, то есть соответствовало лакунарному типу. У всех пациентов ОНМК было подтверждено методом МРТ DWI в день проведения КТ или на следующий день. Среди пациентов с ОНМК было 10 мужчин и 15 женщин. Наибольшее количество пациентов было в возрасте более 61 года и составило 15 чел., в возрасте 41-60 лет было 9 чел., а в возрасте меньше 40 лет – 1 чел.

Для верификации ОНМК использовали магнитно-резонансные томографические (МРТ) диффузионно-взвешенные изображения (DWI). Диффузионно-взвешенные изображения помогают диагносту определить зону цитотоксического отёка необратимых некротических изменений в области острой ишемии мозговой ткани. В результате ограничения свободной диффузии молекул воды в зоне некроза ткани ГМ на DWI визуализируется участок повышенного МР-сигнала, свидетельствующий о рестрикции диффузии. Для наглядности и удобного сравнения РКТ и МРТ DWI мы ставили рядом сканы одного уровня томографического среза в последовательности: – РКТ чёрно-белая, она же после ЦК и МРТ DWI (рис. 1). Задача сравнения чёрно-белых компьютерных томограмм ГМ с их цветными копиями заключалась в выявлении возможностей улучшения визуализации зоны острой ишемии ГМ.

Во вторую группу наблюдений были включены 10 пациентов с коронавирусной пневмонией. В этой группе было равное количество мужчин и женщин в возрасте 41-60 лет. Нами было проведено ЦК РКТ органов грудной клетки (ОГК) полной цветовой гаммой, насыщенностью до 50%. Для лучшего сопоставления и сравнительного анализа чёрно-белая РКТ ОГК и её цветная копия располагались на компьютерном мониторе рядом. Полученные после цветового контрастирования компьютерные томограммы были проанализированы экспертом рентгенологом в сопоставлении с первичными чёрно-белыми изображениями.

Цветовое кодирование КТ проводилось по аналогии с ранее проведенными научными исследованиями авторов, используя полную и неполную гамму цветов.

Анализ работ по ЦК рентгеновских изображений позволил выработать необходимые требования к траектории используемых для контрастирования цветов (цветовой шкале) в цветовом теле монитора. 1. Яркости пикселей исходного и кодированного цветом изображения должны быть равны. 2. Траектория выбранных цветов должна быть непрерывной и монотонной. 3. Траектория и насыщенность изображения должны выбираться рентгенологом. 4. Контраст цветности не должен подавлять яркостной контраст. Этим требованиям удовлетворяют траектории, полученные с помощью 8 разных цветов в цветовом теле монитора (трех основных: красного R, зеленого G, синего B, и трех

дополнительных: пурпурного М, голубого С, желтого Y, а также чёрного К и белого W). Черный К и белый W цвета всегда располагаются на концах траектории, остальные цвета могли быть выбраны произвольно, но в строгом порядке: В-R-M-G-C-Y. В процессе испытаний установлено, что наиболее востребованными шкалами являются «холодная» (К-В-Y-W), «теплая» (К-R-Y-W) и полная (К-В-R-M-G-C-Y-W) шкалы [1-3].

На рентгеновских изображениях после цветовой постобработки не только сохранялась, но и оптимизировалась исходная информация. Ткани разной плотности приобретали индивидуальный цвет. В ходе сопоставления чёрно-белой и цветной компьютерной томограммы головного мозга зона необратимых некротических изменений при ОНМК всегда имела отличительный цвет в сравнении с симметричным участком мозга. Цвет указывал на снижение плотностных параметров ткани (рис. 1).

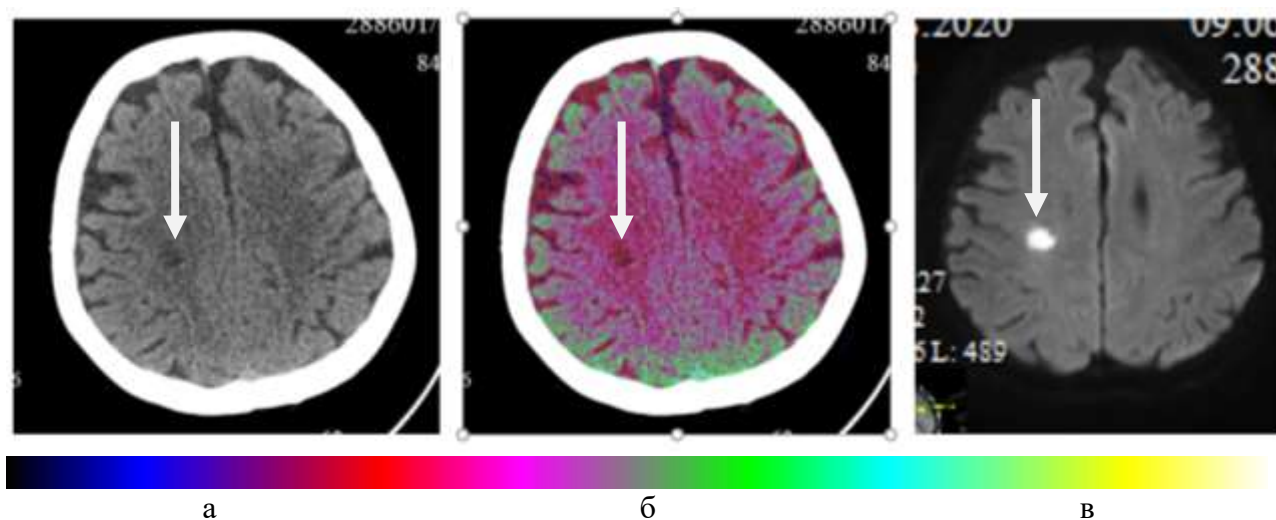


Рис. 1. Пациент К. 75 лет, лакунарный очаг острой ишемии, расположенный суправентрикулярно, в глубоких отделах правой лобной доли (стрелка).

а – РКТ натив, б – РКТ после ЦК полной гаммой насыщенностью 50%, в – DWI b-1000 (МРТ).

На цветном изображении очаг ишемии близок к сине-красному цвету (б), как цвет от ликвора, в сравнении с непоражённым белым веществом ГМ розового цвета. Серое вещество (кора) головного мозга представлено зелёным цветом. На МРТ DWI очаг инсульта даёт высокий МР-сигнал за счёт рестрикции диффузии.

Нами было замечено, что полная цветовая гамма не всегда успешно выделяла патологию на РКТ ГМ. Это объясняли тем, что компьютерная томограмма головного мозга в мозговом окне имеет небольшое окно (window), размером 70-120, с уровнем (level) 30-50 единиц Хаунсфилда НУ. Учитывая малое число градаций плотности, для лучшей визуализации мозговой ткани можно использовать не полную гамму цветов. Пурпурный цвет заливаает изображение, нарушая дифференцировку структур, а голубой и жёлтый цвета не присутствует на цветном изображении, т. к. ткани соответствующей плотности отсутствуют на РКТ. Попробовали убрать вышеуказанные три цвета и получили изображение (в), которое на наш взгляд получилось более структурное (рис. 2 и 3).

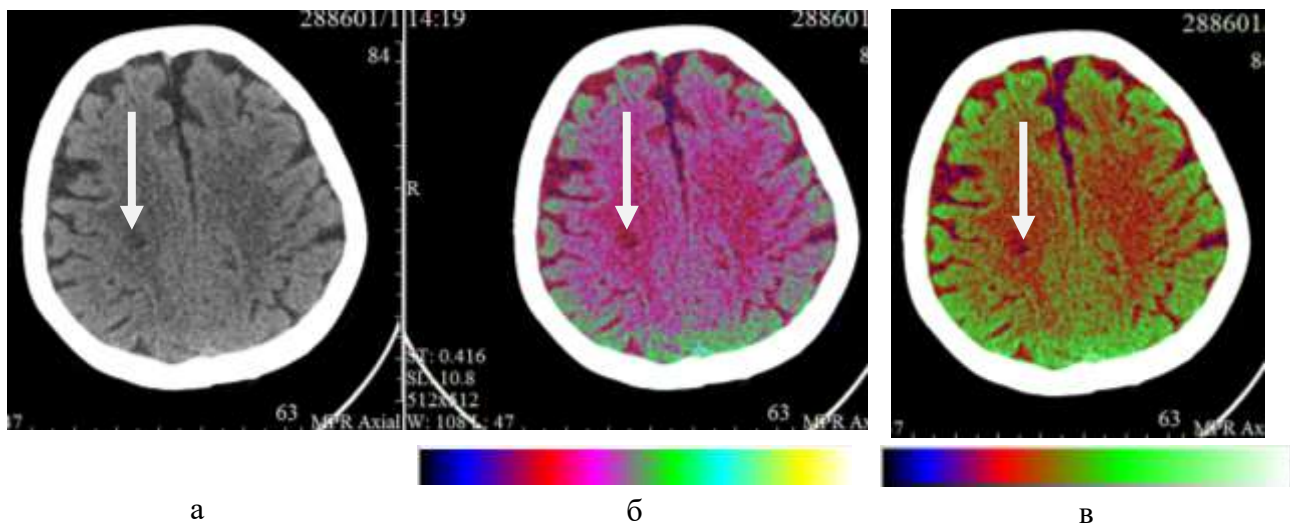


Рис. 2. Подбор цветовой гаммы для лучшей визуализации очага острой ишемии. Пациент К. а – РКТ натив, б – РКТ после ЦК полной гаммой (К-В-Р-М-Г-С-У-В), насыщенностью 50%, в – РКТ после ЦК гаммой (К-В-Р-Г-В), насыщенностью 50%. На изображении (в) в сравнении с (а и б) улучшилась цветовая дифференцировка серого и белого вещества головного мозга.

На компьютерных томограммах ГМ зону ОНМК малых размеров сложно заметить, в особенности в базальном отделе. Поэтому данная патология нередко пропускается рентгенологом, либо описывается при наличии убедительных клинических данных, но с неверной локализацией. По результатам описания врачами рентгенологами РКТ из 25 пациентов с ОНМК ГМ только у 12 (48%) в заключении протокола КТ-исследования было зафиксировано острое нарушение мозгового кровообращения, у остальных 13 (52%) патология головного мозга было не выявлена.

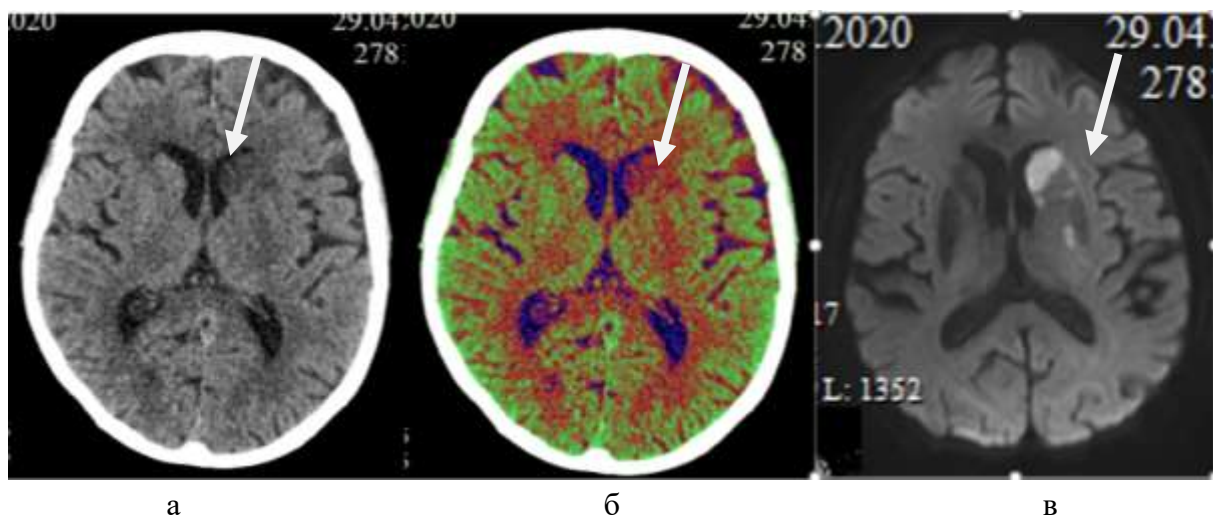


Рис. 3. Пример выделения цветом гиподенсных зон ишемии. Пациент К. 81г. Лакунарный инсульт в области головки левого хвостатого ядра (стрелка). Серое вещество базальных ядер и кора головного мозга зелёного цвета, а зона ишемии в области головки левого хвостатого ядра (базальное ядро) асимметрично сине-красного цвета.

Из немногочисленных работ по использованию ЦК в компьютерной томографии лишь в одной [7] есть указание на необходимость использования алгоритма ЦК в постобработке КТ ГМ для точности оценки ранних КТ изменений головного мозга при ишемии в бассейне

средней мозговой артерии (шкала ASPECTS). Авторами исследования [7] было продемонстрировано улучшение визуализации ишемизированных участков головного мозга на кодированных цветом РКТ в виде гиподенсных структур и отчетливого нарушения дифференцировки серого и белого вещества ГМ. В нашем исследовании мы получили аналогичные результаты. На РКТ после цветовой постобработки в зоне базальных ядер при острой ишемии ГМ в бассейне средней мозговой артерии явно менялся цвет в зоне гиподенсных изменений, как например, показано у пациента К. 81 года на рисунке 3.

Следовательно, цветное контрастирование рентгеновских компьютерных томограмм повышает возможности визуализации структур ГМ, имеющих разные плотностные характеристики, что позволяет увереннее дифференцировать наличие и протяженность зон ишемического инсульта, в особенности при относительно небольших, лакунарных объёмах поражения.

На чёрно-белых РКТ органов грудной клетки (ОГК) у 10 больных ковид-19, относительно хорошо выделялись зоны интерстициальной и альвеолярной пневмонической инфильтрации в виде симптома «матового стекла» и консолидации, соответственно (рис. 4 и 5).

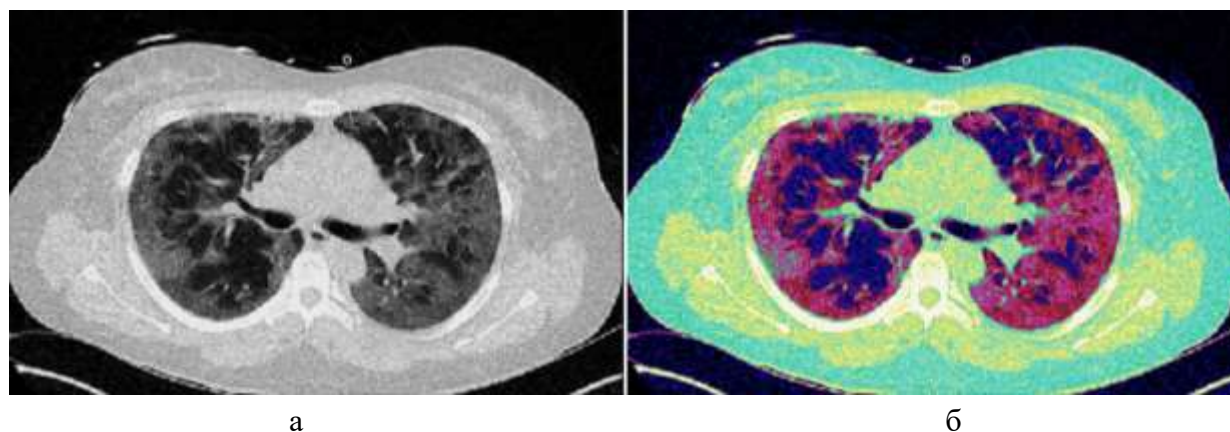


Рис. 4. Обширное поражение лёгких при коронавирусной пневмонии. Пациента В, 47 лет. На нативной РКТ ОГК (а) плохо различается сетчатый рисунок уплотнения лёгочной ткани, так называемый симптом «булыжной мостовой». На КТ-изображении после цветовой обработки (б) полной гаммой насыщенности 50% этот симптом выделяется зеленой сеткой на фоне уплотнения легкого в виде «матового стекла», выполненного розовым цветом.

Синим цветом выделяются здоровые участки легкого.

По КТ-изображению органов грудной клетки рентгенологу иной раз трудно точно сказать, имеются ли ретикулярные изменения в виде «булыжной мостовой», тяжистого либо сетчатого рисунка, присутствует ли малый объём плеврального выпота, как осложнения вирусной пневмонии. Учитывая, что цветом можно выделить ткани разной плотности и чётко их разграничить, была поставлена задача с помощью ЦК РКТ улучшить визуализацию ретикулярных и плевральных изменений, точно выделить границы «матового стекла» и консолидации для последующего расчёта объёма поражения лёгких. С трудностями нахождения и оконтуривания этих симптомов мы столкнулись в процессе разметки снимков, обучая искусственную нейронную сеть детекции и сегментации изменений в лёгких при КТ-диагностике ковид-пневмонии. Искусственная нейросеть должна быть правильно обучена, чтобы в последующем она могла точно найти все признаки поражения лёгких, плевры и при этом верно рассчитать объём поражения. Варианты цветовой постобработки РКТ ОГК

представлены на рисунках 4 и 5. Примеров применения ЦК в КТ-диагностике ковид-пневмонии мы пока не встретили в литературе, однако наше исследование показало, что цветовое контрастирование РКТ ОГК у пациентов с разным объёмом поражения легких коронавирусной инфекцией, позволяет более точно и чётко дифференцировать изменения по интерстициальному и альвеолярному типу, сопровождающиеся утолщением межлунговой ткани в виде сетчатого рисунка.

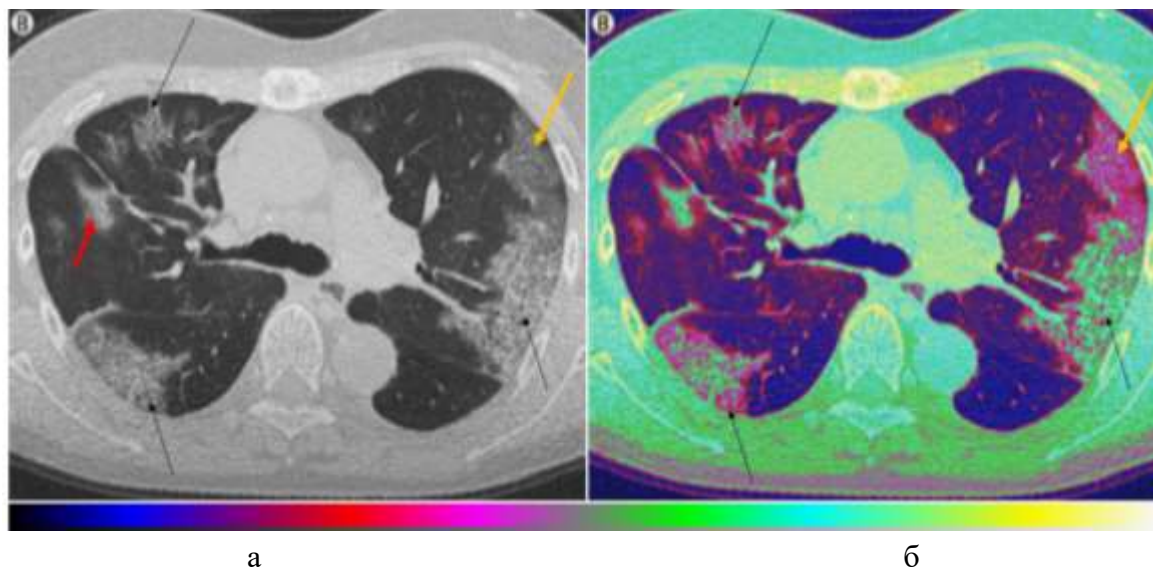


Рис. 5. Пример улучшения дифференцировки КТ-симптомов поражения лёгких при коронавирусной инфекции после применения ЦК. Пациент С., 55 лет.

Симптом «булыжной мостовой» в виде сеточки стал отчётливо выделяться только после ЦК (черная стрелка). На фоне здорового легкого синего цвета имеются розовые участки – зоны интерстициального уплотнения лёгкого по типу «матового стекла» (желтая стрелка), а также зелёные участки – зоны альвеолярной консолидации (красная стрелка).

Таким образом, наше исследование показало качественное повышение диагностической эффективности компьютерной томографии благодаря использованию цветовой постобработки рентгеновских компьютерных томограмм на примере лучевой диагностики ОНМК и ковид-пневмонии. Мы считаем, что необходимо рекомендовать врачурентгенологу на рабочих диагностических станциях применять метод цветового контрастирования в постобработке РКТ. В ближайшей перспективе цветовое контрастирование РКТ можно будет использовать в машинном обучении искусственных нейронных сетей для повышения точности лучевой диагностики и прогнозирования заболевания. В целом, новый метод цветового контрастирования, основанный на квантовой гипотезе цветового зрения [3], является перспективным не только в плане улучшения качества анализа цифровых рентгенограмм, но и в получении дополнительной информации при оценке рентгеновских компьютерных томограмм.

#### Литература.

1. Патент RU 2718481. Патент на изобретение. Способ контрастирования рентгенограмм цветом / Мазуров А.И., Денисов А.К., Камышанская И.Г. Оpubл. 08.04.2020.



2. Камышанская И.Г., Черемисин В.М., Мазуров А.И., Денисов А.К. Использование цветового контрастирования рентгенограмм в постпроцессорной обработке изображений / Лучевая диагностика и терапия, №1, 2019, с. 162.
3. Мазуров А. И., Денисов А. К. Эффективный метод кодирования рентгенограмм цветом / Лучевая диагностика и терапия, № 1, 2018, с. 176-177.
4. Moon Suh Park, Jae Yong Byun, Seung Geun Yeo, Ho Yun Lee. Use of Pseudocolor for Detecting Otologic Structures in CT / Theory and Applications of CT Imaging and Analysis, Prof. Noriyasu Homma (Ed.), 2011, pp. 205-212. ISBN: 978-953-307-234-0.
5. Elliot Varney and Andrew Smith. A New Opportunistic Bone Density Screening Method Based on Colored CT Images of the Spine / Radiology and Medical Diagnostic Imaging, May 2019, pp. 1-3. DOI: 10.31487/j.RDI.2019.02.02 2613-7836.
6. Pelka O, Nensa F, Friedrich CM. Annotation of enhanced radiographs for medical image retrieval with deep convolutional neural networks / PLoS ONE, vol. 13, № 11, 2018, e0206229. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206229>.
7. Alexis T. Wilson, Sadanand Dey, James W. Evans, Mohamed Najm, Wu Qiu & Bijoy K. Menon. Minds treating brains: understanding the interpretation of non-contrast CT ASPECTS in acute ischemic stroke / Expert Review of Cardiovascular Therapy, vol.16, № 2, 2018, pp.143-153, DOI: 10.1080/14779072.2018.1421069.

## **ОЦЕНКА ИЗМЕНЕНИЙ В СТРУКТУРЕ КТ-ДИАГНОСТИКИ В СВЯЗИ С ЭПИДЕМИЕЙ COVID-19 В 2020 ГОДУ НА ПРИМЕРЕ ГОРОДСКОЙ МНОГОПРОФИЛЬНОЙ БОЛЬНИЦЫ**

***Дружинина П.С., Чипига Л.А., Водоватов А.В.,  
Загузов В.С. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева), Камышанская И.Г., Меркулов Д.В.,  
Исправникова Ю.С., Приц В.В. (СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница»)***

Вопрос применения компьютерной томографии (КТ) для диагностики COVID-19 получил широкое обсуждение в медицинских кругах. Изначально в мире существовало несколько точек зрения о применимости методов лучевой диагностики, начиная от использования КТ как скрининга заболевания [1], до проведения исследования только в подтвержденных случаях COVID-19 [2].

В настоящее время в Российской Федерации благодаря доступности, высокой информативности, неинвазивности и высокой скорости проведения КТ становится ведущим методом в ранней, первичной диагностике COVID-19. КТ позволяет предположить диагноз вирусной пневмонии, обусловленной COVID-19, быстро оценить объем поражения легочной ткани и степень тяжести изменений, а также уточнить стадию изменений по характерным для новой коронавирусной пневмонии признакам. Основываясь на данных КТ, клинических и анамнестических данных, можно проводить быструю маршрутизацию пациентов и начинать терапию [3,4].

Связанное с COVID-19 изменение структуры лучевой диагностики скорее всего приведет к изменениям в величине и структуре коллективной дозы населения Российской Федерации. При этом процесс изменения коллективной дозы является разнонаправленным. С одной стороны, резко увеличивается количество КТ органов грудной клетки (ОГК). С другой

стороны, перевод части медицинских организаций исключительно под лечение больных с COVID-19, закрытие медицинских организаций или отдельных отделений на карантин в связи с COVID-19 приводят к снижению числа КТ-исследований, выполняемых плановым пациентам. В предыдущих работах авторами была выполнена предварительная оценка изменения структуры лучевой диагностики на уровне отдельных субъектов и Российской Федерации в целом, но данные по отдельным медицинским организациям детально не рассматривались.

Целью данного исследования являлась оценка изменения структуры и коллективных доз от КТ исследований в период с января по август 2020 г., включая период эпидемии COVID-19 на примере городской многопрофильной больницы.

Исследование было выполнено на базе городской многопрофильной больницы г. Санкт-Петербурга (СПБ ГБУЗ «Городская Мариинская больница»). Данные по структуре КТ-диагностики были получены из баз данных внутрибольничного электронного документооборота ежемесячно за период январь-август 2020 г. Взятый временной период был разделен на следующие интервалы (табл. 1).

Табл. 1. Разделение периода январь-август 2020 г. на категории.

<b>Временной интервал</b>	<b>Статус ЛПУ</b>
Январь-февраль	Больница функционирует в обычном режиме (контрольные месяцы)
Март	Начало поступления больных с диагнозом COVID-19. Больница функционирует в обычном режиме
Апрель-май	Статус ковидного стационара. Прием больных исключительно с диагнозом COVID-19
Июнь-август	Больница функционирует в обычном режиме

По каждому месяцу была собрана следующая информация: количество пациентов, прошедших КТ-диагностику, виды КТ-исследований, стандартные режимы протоколов сканирования, стандартные дозы пациентов.

Большинство исследований было выполнено на компьютерном томографе Somatom Definition 64 «Siemens» на стандартных протоколах КТ сканирования.

Типичные эффективные дозы были рассчитаны с использованием специализированного программного обеспечения NCICT 2.01 (США) на базе параметров протоколов КТ исследований и значений произведений дозы на длину сканирования (DLP, мГр\*см) для выборок стандартных пациентов.

Статистическая обработка данных (описательная статистика для выборок, сравнение выборок методами непараметрической статистики) была выполнена с использованием программного обеспечения Statistica 10.

Результаты распределения числа КТ-исследований, проведенных за период январь-август 2020г., а также их процентного соотношения, ежемесячно представлены в таблице 2.

Табл. 2. Результаты распределения числа КТ-исследований, проведенных за период январь-август 2020г., а также их процентного соотношения, помесячно.

	ОГК		ОГК+с.		ОБП		ОБП+с		ГМ		ГМ+с		Прочие*		ВСЕГО	
	Число	%	Число	%	Число	%	Число	%	Число	%	Число	%	Число	%	Число	%
Январь	164	7,8	58	2,8	97	4,6	48	2,3	1491	70,9	65	3,1	179	8,5	2102	100
Февраль	191	9,1	36	1,7	78	3,7	43	2,1	1466	70,0	93	4,4	186	8,9	2093	100
Март	204	10,4	49	2,5	94	4,8	37	1,9	1283	65,7	87	4,5	199	10,2	1953	100
<b>Апрель</b>	<b>1029</b>	<b>48,0</b>	<b>24</b>	<b>1,0</b>	<b>50</b>	<b>2,0</b>	<b>27</b>	<b>1,0</b>	<b>812</b>	<b>38,0</b>	<b>57</b>	<b>3,0</b>	<b>125</b>	<b>6</b>	<b>2124</b>	<b>100</b>
<b>Май</b>	<b>3203</b>	<b>91,9</b>	<b>9</b>	<b>0,3</b>	<b>39</b>	<b>1,1</b>	<b>7</b>	<b>0,2</b>	<b>214</b>	<b>6,1</b>	<b>1</b>	<b>0,03</b>	<b>14</b>	<b>0,4</b>	<b>3487</b>	<b>100</b>
Июнь	1125	91,2	0	0,0	14	1,1	1	0,1	90	7,3	0	0,0	4	0,3	1234	100
Июль	150	76,9	4	2,1	5	2,6	0	0,0	34	17,4	1	0,5	1	0,5	195	100
Август	956	34,8	25	0,9	69	2,5	37	1,3	1453	52,9	58	2,1	150	5,5	2748	100

\* КТ-исследования аорты, височных костей, костей, надпочечников, нижних конечностей (+контраст), околоносовых пазух, орбит, области малого таза (+контраст), ГОП, ПОП, ШОП, почек и мочевыводящих путей, прочих, суставов, шеи (+контраст), щитовидной железы.

Как следует из представленных данных, в период январь-март (до эпидемии) преобладали КТ-исследования головного мозга (70%), на втором месте исследования ОГК (9%). Прочие исследования составили 9,2%. С момента перехода больницы в статус ковидного стационара резко увеличилось число КТ-исследований ОГК, что составило в апреле 48%, а в мае - 92% от всех исследований. В июне основной вклад в общее число КТ-исследований также составили исследования ОГК (91,2%); затем вклад исследований ОГК постепенно снижается (июль - 77%, август - 34,8%). В августе вновь начали преобладать по числу исследования головного мозга (53%).

Типичные дозы пациентов за одно исследование, а также коллективные дозы помесячно за период январь-август 2020 г. представлены в таблице 3.

Табл. 3. Типичные дозы пациентов за одно исследование, а также коллективные дозы помесячно за период январь-август 2020 г.

	ОГК		ОГК+с.		ОБП		ОБП+с		ГМ		Коллективная доза от КТ-исследований, чел-Зв	Коллективная доза от КТ ОГК, %			
	СЭД, мЗв	Кол.доза, чел-Зв	СЭД, мЗв	Кол.доза, чел-Зв	СЭД, мЗв	Кол.доза, чел-Зв	СЭД, мЗв	Кол.доза, чел-Зв	СЭД, мЗв	Кол.доза, чел-Зв					
Январь	4,6	0,75	10,1	0,59	8,4	0,81	24	1,15	1,3	1,94	5,2453	14			
Февраль		0,88		0,36				0,66		1,03			1,91	4,8352	18
Март		0,94		0,49				0,79		0,89			1,67	4,7788	20
<b>Апрель</b>		<b>4,73</b>		<b>0,24</b>				<b>0,42</b>		<b>0,65</b>			<b>1,06</b>	7,0994	67
<b>Май</b>		<b>14,73</b>		<b>0,09</b>				<b>0,33</b>		<b>0,17</b>			<b>0,28</b>	15,5985	94
Июнь		5,18		-				0,12		0,02			0,12	5,4336	95
Июль		0,69		0,04				0,04		-			0,04	0,8166	84
Август		4,40		0,25				0,58		0,89			1,89	8,0066	55

Типичные дозы пациентов за одно исследование составили: ОГК - 4,6 мЗв, ОГК с контрастом - 10,1 мЗв, ОБП - 8,4 мЗв, ОБП с контрастом - 24 мЗв, головной мозг - 1,3 мЗв. Из таблицы 3 видно увеличение коллективной дозы в период приема только ковидных больных для исследований ОГК. В мае коллективная доза для ОГК составила 14,73 чел-Зв, что больше, по сравнению с контрольным значением в январе в 19,6 раз. В дальнейшем с мая по август для исследований ОГК наблюдается снижение коллективной дозы примерно в 3 раза, что связано с возвращением больницы в обычный режим работы. Для остальных видов исследований наоборот наблюдалось уменьшение коллективной дозы в период работы больницы, как ковидного стационара. С апреля по август КТ-исследования ОГК вносили

вклад в коллективную дозу более 50%. Наибольший вклад в коллективную дозу КТ-исследований ОГК наблюдался в мае – 94% и июне – 95% от всех видов исследований.

Результаты распределения пациентов в зависимости от количества проведенных КТ-исследований на одного человека ежемесячно представлены в таблице 4.

Табл. 4. Распределение пациентов в зависимости от количества проведенных КТ-исследований на одного человека ежемесячно.

	Число пациентов				
	1 КТ	>1 КТ	из них:	2-5 КТ	> 5 КТ
Январь	1505	217			207
Февраль	1489	226		219	7
Март	1363	205		197	8
<b>Апрель</b>	<b>1452</b>	<b>258</b>		<b>252</b>	<b>6</b>
<b>Май</b>	<b>1758</b>	<b>733</b>		<b>731</b>	<b>2</b>
Июнь	598	265		263	2
Июль	88	44		43	1
Август	1566	454		438	16

В связи с необходимостью постоянного контроля противовирусной терапии, а также необходимостью диагностики других заболеваний, значительному количеству пациентов (в среднем 21% за весь период) было проведено более одного КТ-сканирования (вплоть до 11 КТ-сканирований на 1 пациента за весь период лечения). Многократные КТ-сканирования могут сопровождаться значительными кумулятивными дозами облучения пациентов, что создает необходимость уделять повышенное внимание вопросам радиационной защиты пациентов, при этом не снижая качество диагностического процесса.

Выводы:

1. За период январь-август 2020 г. наблюдалось значительное изменение структуры КТ-диагностики в исследуемой медицинской организации, что связано с эпидемией COVID-19 и переходом медицинской организации в статус ковидного стационара (апрель-май). В этот период наблюдалось резкое увеличение КТ-исследований ОГК до 92% на фоне снижения остальных видов исследований. Как следствие наблюдалось увеличение коллективной дозы в 19,6 раз для исследований ОГК по сравнению с контрольными значениями в январе. С переходом медицинской организацией на обычный режим работы наблюдалось постепенное снижение числа КТ-исследований ОГК и коллективной дозы.

2. Типичные дозы пациентов за одно исследование составили: ОГК – 4,6 мЗв, ОГК с контрастом – 10,1 мЗв, ОБП – 8,4 мЗв, ОБП с контрастом – 24 мЗв, головной мозг – 1,3 мЗв.

3. Значительному количеству пациентов было проведено более 1 КТ-сканирования за весь период лечения (вплоть до 11), что связано с необходимостью постоянного контроля противовирусной терапии и мониторинга состояния пациентов.

4. На фоне увеличения потока пациентов в период эпидемии и ограниченными рабочими ресурсами медицинской организации необходимо уделять большее внимание вопросам радиационной защиты пациентов, не теряя при этом качества получаемой диагностической информации.

Литература.

1. Zhao W, Zhong Z, Xie X, Yu Q, Liu J. Relation between chest CT findings and clinical conditions of coronavirus disease (COVID-19) pneumonia: a multicenter study. AJR 2020; 214:1072-1077. Онлайн-ресурс. <https://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.20.23288>  
Доступно по адресу: Дата последнего доступа 20.07.2020.

2. Erturk SM. CT is not a screening tool for corona-virus disease (COVID-19) / pneumonia. (letter) AJR 2020; 215.

3. Временные методические рекомендации профилактика, диагностика и лечение новой коронавирусной инфекции (covid-19) / Версия 7 (03.06.2020) Министерство здравоохранения Российской Федерации  
[https://static0.rosminzdrav.ru/system/attachments/attaches/000/050/584/original/03062020\\_%D0%99CR\\_COVID-19\\_v7.pdf](https://static0.rosminzdrav.ru/system/attachments/attaches/000/050/584/original/03062020_%D0%99CR_COVID-19_v7.pdf).

4. Методические рекомендации, алгоритмы действия медицинских работников на различных этапах оказания помощи, чек-листы и типовые документы, разработанные на период наличия и угрозы дальнейшего распространения новой коронавирусной инфекции в Санкт-Петербурге. / Версия 2.0 от 10.06.2020 [https://spbmiac.ru/wp-content/uploads/2020/06/COVID-19\\_Ver.2.0\\_10.06.pdf](https://spbmiac.ru/wp-content/uploads/2020/06/COVID-19_Ver.2.0_10.06.pdf).

## **СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ В КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ**

***Чипига Л.А. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева, ФГБУ «РНЦРХТ им. ак. А.М. Гранова», ФГБУ НМИЦ им. В.А. Алмазова), Беркович Г.В. (ФГБУ НМИЦ им. В.А. Алмазова), Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева, ФГБОУ ВО СПбГПМУ Минздрава России)***

Компьютерная томография (КТ) является высокодозовым методом лучевой диагностики, применяющимся повсеместно. Широкое применение этого вида диагностики должно сопровождаться оптимизацией радиационной защиты пациентов, которая реализуется за счет снижения доз облучения пациентов [1]. Однако доза облучения пациента напрямую связана с качеством получаемого изображения: снижение дозы может приводить к появлению артефактов, снижению информативности и контрастности КТ-изображения [1]. Различия в характеристиках детектирующих систем, возможностях программного обеспечения при модуляции силы тока и реконструкции изображения на разных КТ-аппаратах приводят к невозможности стандартизации протоколов сканирования и выработки единой методики их оптимизации с сохранением приемлемого качества изображения. Это приводит к необходимости индивидуально проводить настройку протоколов с дальнейшей оценкой качества изображения.

Для оценки качества КТ-изображения, как правило, используют два различных подхода: оценка физико-технических параметров изображения [2] и экспертная оценка качества изображения [3]. Целью данной работы является сравнение результатов обоих методов оценки качества КТ-изображений и оценка их применимости для оптимизации протоколов сканирования.

Для оценки физико-технических параметров КТ-изображения использовали АСР СТ аккредитационный фантом для компьютерной томографии (рис. 1, а) [4]. Для экспертной

оценки качества использовали антропоморфный фантом органов грудной клетки Chest Phantom N1 Lungman (рис. 1, б) [5] с имитаторами очаговых изменений в легких (синдром «очаг по типу «матового стекла»).



а

б

Рис. 1. Фантомы для оценки качества изображения, использованные с настоящей работе:

а – аккредитационный фантом для компьютерной томографии ACR CT PHANTOM;

б – фантом органов грудной клетки Chest Phantom N1 Lungman.

Сканирование обоих фантомов проводилось на современном КТ-аппарате Ingenuity 128, Philips на пяти протоколах КТ-сканирования с разным уровнем облучения пациента: при напряжении 100 кВ, коллимации пучка 64x0,625 и разным уровнем экспозиции, которую снижали от 142 мАс до 10 мАс в 4 этапа; уровень дозы облучения пациента снижался каждый раз в два раза. Реконструкцию изображений проводили с использованием трех алгоритмов: FBP (метод фильтра обратных проекций), iDose уровень 4 (гибридные итеративные реконструкции); IMR (модельные итеративные реконструкции), и матрицей изображения – 768x768 пикселей.

С помощью аккредитационного ACR CT фантома в работе оценивали следующие физико-технические параметры КТ-изображения: воспроизводимость плотности пяти заданных материалов (вода, воздух, костная ткань, полиэтилен и акрил) в диапазоне, применяемом в клинической практике; шум КТ-изображения; отношение контраст-шум (CNR) для низкоконтрастных объектов (различие в плотностях с фоном в 6 КТ-единиц); пространственное разрешение для мир из высококонтрастных материалов с определением функции передачи модуляции (MTF). Для экспертной оценки качества КТ-изображений были привлечены 10 сертифицированных врачей-рентгенологов с опытом работы в КТ от 3 до 20 лет. В качестве критериев оценки качества КТ-изображения использовали следующую шкалу: отлично, хорошо, удовлетворительно, неудовлетворительно, плохо по четкости отображения структур, возможности выявления паталогических изменений, наличию артефактов и уровню шума. За диагностически приемлемые изображения принимались изображения с оценкой от удовлетворительно до отлично, остальные считались диагностически неприемлемыми. Для описания категориальных данных считали абсолютные частоты и проценты от общего числа ответов; для их обработки использовали таблицы

частот, таблицы сопряженности, критерий ХИ-квадрат или точный критерий Фишера (в случае малого числа ответов). Достоверность различий между выборками категориальных данных определяли с использованием непараметрического теста Манна-Уитни.

Результаты оценки физико-технических параметров изображения продемонстрировали неприемлемость оценки качества изображений с целью оптимизации протоколов сканирования по параметру плотность различных материалов, т.к. данный параметр не менялся при изменении параметров протокола сканирования и реконструкции. Шум снижался с ростом экспозиции, однако, шум изображения не в полной мере отображает информативность изображения. Необходимо отметить, что структура шума изображения во многом определялась методом реконструкции: для IMR характерен грубый, крупнозернистый шум, что проявляется в виде «размытого» изображения, по сравнению с изображениями, полученными с iDose и FBP. Несмотря на информативность параметра CNR в настоящем исследовании информативность данного параметра для оценки качества КТ-изображения не была подтверждена в связи с ограничением уровня экспозиции: визуально на изображениях, полученных для всех протоколов и реконструкций, определялся только наиболее крупный объект – 25 мм. Результаты оценки параметра MTF продемонстрировали возможность применения этого параметра для оценки качества изображения при оптимизации протоколов сканирования [2].

Результаты экспертной оценки качества изображения продемонстрировали, что по мере снижения уровня экспозиции экспертами отмечалось ухудшение качества изображения, что проявлялось в преобладании более низкой оценки. Со снижением уровня экспозиции и соответственно дозы, увеличивалось число неприемлемых для диагностики изображений (с оценкой неудовлетворительное – плохое) до 45%. Наивысшие оценки соответствовали изображениям, полученным с использованием реконструкции IMR, самые низкие – реконструкции FBP. При этом было отмечено, что врачи-рентгенологи, не работающие с модельными итеративными реконструкциями (IMR), испытывали большие трудности в работе с данными изображениями и ставили им меньшие оценки, по сравнению с теми, кто привык использовать их в ежедневной работе [3]. Помимо этого, изображения, полученные с использованием IMR реконструкции, характеризовались большим количеством ложных ответов – 8,2% по сравнению с iDose – 6% и FBP – 5,8%.

Достоинствами метода с оценкой физико-технических параметров являются его точность измерения и объективность. К сожалению, физико-технические параметры слабо коррелируют с полнотой получения диагностической информации – визуализации нормальной анатомии и патологических изменений. Данный подход чаще всего используется при проведении контроля эксплуатационных параметров рентгеновского оборудования. Поэтому, оценка физико-технических параметров изображения не подходит в качестве полноценной альтернативы для экспертной оценки качества изображения. Экспертная оценка качества клинических изображений антропоморфного фантома или пациента с привлечением врачей-рентгенологов отличается плохой воспроизводимостью, что связано с разным представлением врачей-экспертов о качестве изображения [3]. На текущий момент в Российской Федерации отсутствует методическая база для проведения такой оценки качества изображения. Таким образом, в настоящее время оценка физико-технических параметров

изображения может быть рекомендован для первичной оценки качества изображения в процессе оптимизации протоколов сканирования.

Литература.

1. Чипига Л.А. Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии / Радиационная гигиена, № 12(1), 2019, с. 104-114, DOI 10.21514/1998-426X-2019-12-1-104-114.

2. Беркович Г.В., Чипига Л. А., Водоватов А. В., Труфанов Г. Е. Сравнение различных подходов к оценке диагностического качества компьютерной томографии органов грудной клетки / Лучевая диагностика и терапия, № 3, 2020.

3. Беркович Г.В., Чипига Л. А., Водоватов А. В., Силин А.Ю., Каратецкий А.А., Труфанов Г.Е. Оптимизация низкодозового протокола сканирования органов грудной клетки в диагностике очагов по типу «матового стекла» с применением алгоритмов итеративных реконструкций // Лучевая диагностика и терапия, № 4, 2019, с. 20-32. DOI 10.22328/2079-5343-2019-10-4-20-32.

4. Научно-производственное предприятие «ДОЗА». «ACR CT аккредитационный фантом для компьютерной томографии»: Руководство по эксплуатации / Научно-производственное предприятие «ДОЗА», 2011. 21с.

5. DeWerd L.A., Kissick M. «The phantoms of medical and health physics: devices for research and development» / New York: Springer, 2014. 286 p.

## **СРАВНЕНИЕ ПРОТОКОЛОВ ПЭТ/КТ-ИССЛЕДОВАНИЙ С КОНТРАСТНОЙ И НАТИВНОЙ КТ-ФАЗОЙ**

**Петрякова А.В. (ФГАОУ ВО СПбПУ, СПб ГБУЗ Городская больница №40), Чипига Л.А.  
(ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева, ФГБУ «РНЦРХТ им. ак. А.М. Гранова»)**

Все более широкое применение позитронная эмиссионная томография, совмещенная с компьютерной томографией (ПЭТ/КТ), находит в диагностике различных заболеваний с целью первичного выявления, стадирования, динамического наблюдения и контроля эффективности лечения [1]. Важным фактором истинной интерпретации результатов исследования и верной постановки диагноза является получение точных количественных и полуколичественных диагностических результатов. На качество получаемых диагностических результатов исследования влияют параметры протоколов проведения исследования и сбора данных, включающие в себя методы коррекции и алгоритмы реконструкции изображения [1, 2].

Одним из важнейших факторов, влияющих на качество изображения и количественную точность результатов ПЭТ, является коррекция ослабления фотонного излучения в биологических тканях [3]. При ПЭТ/КТ-исследованиях коррекция ослабления проводится по данным трансмиссионного КТ-сканирования [4]. Коэффициенты ослабления, формирующиеся при КТ-сканировании, учитывают распределение плотностей в исследуемом объекте. Вследствие этого изменение плотностей посредством внутривенного введения контрастного вещества при КТ может стать причиной неточностей при реконструкции ПЭТ-изображения и привести к ошибочному восстановлению изображения.



В клинической практике ПЭТ-исследования всего тела проводят как по протоколам с реконструкцией ПЭТ-изображения по КТ с внутривенным контрастированием (контрастная КТ-фаза), так и по протоколам с реконструкцией ПЭТ-изображения по КТ без внутривенного контрастирования (нативная КТ-фаза).

Целью данной работы являлось сопоставление количественных результатов ПЭТ/КТ-исследований по протоколам с различными КТ-фазами для коррекции ослабления излучения при реконструкции ПЭТ-изображения: контрастная КТ-фаза и нативная КТ-фаза.

Работа была проведена на трех современных моделях ПЭТ/КТ: Biograph mCT 128 (Siemens Healthcare), Biograph mCT 40 (Siemens Healthcare) и Discovery 690 (GE Healthcare). Для каждого томографа ретроспективно были отобраны 30 серий клинических ПЭТ-изображений пациентов, прошедших ПЭТ/КТ-исследование всего тела с  $^{18}\text{F}$ -ФДГ по единой методике. Изображения были разделены на две группы по протоколам сканирования пациентов: 15 пациентов прошли исследование с контрастной КТ-фазой и 15 пациентов – с нативной КТ-фазой.

Для сравнения протоколов ПЭТ-исследований для всех ПЭТ-изображений, полученных в работе, были рассчитаны количественные параметры [5]:

- шум изображения – стандартное отклонение (SD) значений объемной активности в области интереса (область печени) на аксиальном срезе;
- отношение сигнал-шум (SNR) – отношение среднего значения объемной активности в области интереса на аксиальном срезе печени пациента к SD в этой области;
- отношение контраст-шум (CNR и CNR') – отношение разности среднего значения объемной активности в областях интереса для двух конфигураций: печень-жировая ткань и печень-пул крови к SD. Для CNR SD было определено в области печени; для CNR' – в области жировой ткани или пула крови в соответствии с конфигурацией.

Значения количественных параметров были проанализированы методом непараметрической статистики для двух независимых групп: тест Манна-Уитни. Различия результатов между параметрами ПЭТ-изображений, реконструированных по контрастной КТ и по нативной КТ, считались достоверно значимыми при величине уровня значимости  $p < 0,05$ .

По результатам статистического анализа было установлено, что для каждого из обследованных томографов по рассматриваемым параметрам: шум изображения, SNR и CNR или CNR' для обеих конфигураций достоверные различия отсутствовали. Исключением являлся томограф Biograph mCT 128, где по параметру шум изображения были установлены достоверные различия, что может быть обусловлено маленькой выборкой ПЭТ-изображений пациентов. Результаты представлены на рисунках 1 – 3 в виде сравнительных распределений значений количественных параметров ПЭТ-изображений с реконструкцией по контрастной КТ и по нативной КТ, полученных на трех томографах.

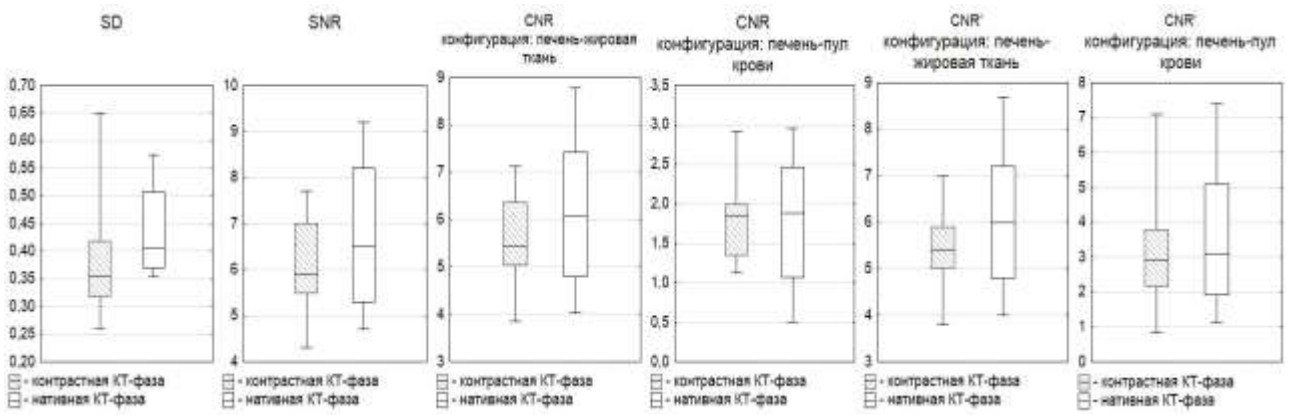


Рис. 1. Распределения значений количественных параметров ПЭТ-изображения при сравнении протоколов с различными КТ-фазами для томографа Biograph mCT 128. Медиана; прямоугольник: 25%–75%; отрезок: Мин.-Макс.

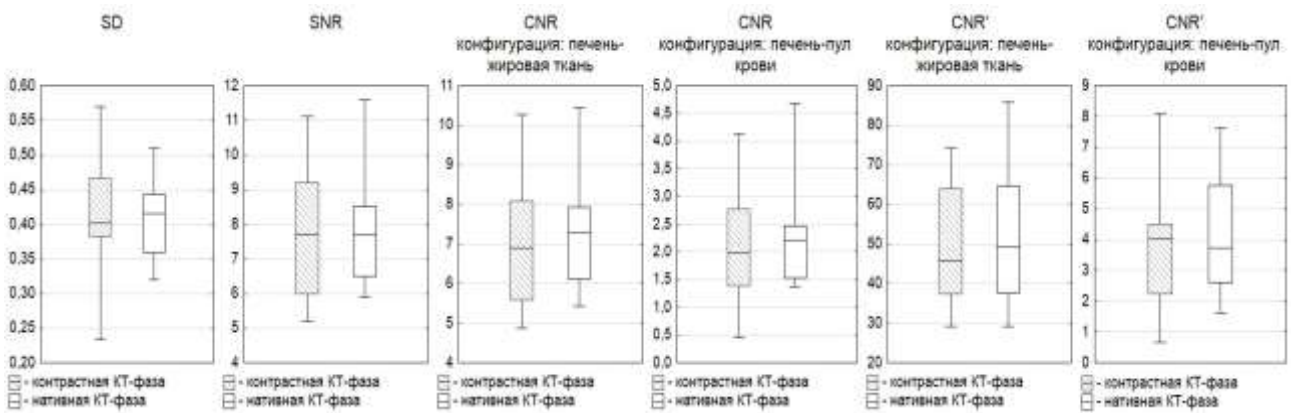


Рис. 2. Распределения значений количественных параметров ПЭТ-изображения при сравнении протоколов с различными КТ-фазами для томографа Biograph mCT 40. Медиана; прямоугольник: 25%–75%; отрезок: Мин.-Макс.

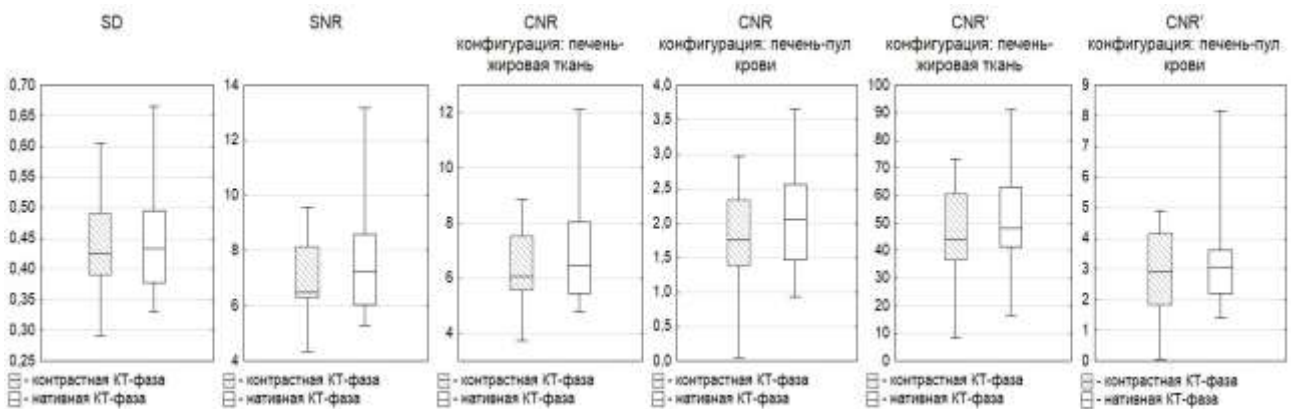


Рис. 3. Распределения значений количественных параметров ПЭТ-изображения при сравнении протоколов с различными КТ-фазами для томографа Discovery 690. Медиана; прямоугольник: 25%–75%; отрезок: Мин.-Макс.

Таким образом, в настоящей работе было проведено сравнение протоколов сканирования пациентов с помощью количественных параметров для оценки качества ПЭТ-изображения. По каждому параметру в рамках одного томографа были сделаны выводы, что протокол с реконструкцией ПЭТ-изображений по контрастной КТ и протокол с

реконструкцией по нативной КТ сопоставимы между собой. Это демонстрирует возможность применения контрастной КТ-фазы для коррекции ослабления излучения при формировании ПЭТ-изображения.

Литература.

1. Чипига Л.А., Водоватов А.В., Катаева Г.В. и др. Современные подходы к обеспечению качества диагностики в позитронно-эмиссионной томографии / Медицинская физика, т. 82, № 2, 2019, с. 78–92.

2. Boellaard R. Need for Standardization of 18F-FDG PET/CT for Treatment Response Assessments // J. Nucl. Med., vol. 52, 2011, pp. 93–100.

3. Zaidi H., Montandon M., Alavi A. Advances in Attenuation Correction Techniques in PET // PET Clinics, vol. 2, № 2, 2007, pp. 191–217.

4. International Atomic Energy Agency. PET/CT atlas on quality control and image artefacts / Vienna: IAEA, 2014.

5. Yan J., Schaefferkoette J., Conti M., Townsend D. A method to assess image quality for Low-dose PET: analysis SNR, CNR, bias and image noise / Cancer Imaging, vol. 16, № 1, 2016, pp. 26-36.

## **НОВЫЕ МЕТОДИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ ПРИ НОРМИРОВАНИИ РЕНТГЕН-ПОКАЗАТЕЛЕЙ СКРЫТОЙ ПОВРЕЖДЕННОСТИ ДЛЯ ПАРТИЙ ЗЕРНА РАЗЛИЧНОГО ЦЕЛЕВОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

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

В настоящее время экспресс-анализ рентгеновских признаков скрытой поврежденности разного целевого назначения нуждается в разработке новых нормативных документов, отражающих степень скрытой травмированности по таким признакам, как трещиноватость, ЭМИС, скрытое прораствание и др., влияющих существенным образом на посевные и технологические характеристики зерна. Следует иметь в виду, что при дешифрировании рентген-снимков для семенного материала приоритетными оказываются нарушения и аномалии зародыша, для продовольственного и фуражного зерна – дефекты эндосперма и зародыша, а для зерна, поступающего в переработку для нужд мукомольной промышленности – дефекты эндосперма. Такой подход является весьма актуальным, так как ввиду использования в зернопроизводстве промышленных технологий, производимые партии зерна оказываются сильно вариabельными по показателю скрытой поврежденности разного типа. Это необходимо учитывать при принятии управленческих решений о целевом назначении зерна, режимах его ответственного хранения, а также нештатной замены при разбронировании стратегических запасов в случае чрезвычайных ситуаций.

Дальнейшее развитие методики неинвазивного контроля массовых партий зерна требует серийного выпуска рентгеновской аппаратуры, разработки современного цифрового рентгеновского стандарта и проведения специальных исследований по оценке допустимой доли скрытых дефектов, имеющих хозяйственное значение для семеноводства и зернопроизводства.

Эксперименты, проводимые совместно с ФГБУ «Россельхозцентр» в различных сельхозпредприятиях Ленинградской области позволили провести предварительную оценку производственных партий семян ячменя разных репродукций по показателю суммарного содержания хозяйственно-значимых скрытых дефектов. Результаты приведены в таблице 1.

Табл. 1. Нормативы для оценки хозяйственной пригодности производственных партий семян ячменя по суммарному содержанию внутренних дефектов трещиноватости и повреждения зародыша и эндосперма.

Показатель	Элитные семена	Репродукции
Допустимая доля травмированных семян в партиях семенного материала	Менее 20%	От 20 до 40%

Представленные в таблице результаты позволяют характеризовать допустимую долю скрытых дефектов на основе проведенных ранее расчетов потери урожайных свойств партий семян в зависимости от их репродукции.

В работе были обобщены результаты и литературные данные [1-3], относящиеся к цифровой стандартизации рентгеновского метода и возможного нормирования хозяйственно-значимых показателей скрытой дефектности. При этом следует подчеркнуть, что анализ цифрового изображения рентген-образов позволяет получить информацию о степени структурной целостности зерновки и топографии дефекта, что даст возможность перейти от интуитивно-эмпирического анализа к объективно измеренному. В работе было установлено, что:

- рентгеновский досмотр повышает эффективность отбора хозяйственно-ценных партий зерна с минимальным уровнем скрытой поврежденности;
- проведение раннего досмотра в период послеуборочного дозаривания зерна позволяет дать предварительную оценку хозяйственной пригодности производственных партий зерна, так как традиционные методы для оценки качества свежубранного зерна применить невозможно;
- применение рентгеновского метода в сочетании с ретроспективным подходом, учитывающим более полную информацию о климатических, технологических и других факторов производства зерна даст возможность оценить предполагаемую причину скрытых дефектов и разработать приемы их минимизации;
- введение в действие цифрового рентгеновского стандарта позволит обеспечить получение партий зерна с наилучшими посевными и технологическими характеристиками и позволит вывести отечественное зерновое хозяйство на уровень, дающий возможность конкурировать с мировыми производителями зерна.

#### Литература.

1. Архипов М.В., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Тюкалов Ю.А., Потрахов Н.Н. Новые технологии семеноводства: фундаментальные и прикладные аспекты / Труды Кубанского государственного аграрного университета, № 75, 2018, с.47-50.
2. Архипов М.В., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Бессонов В.Б., Ободовский А.В., Староверов Н.Е. Рентгеновские компьютерные методы исследований структурной целостности семян и их значение в современном семеноведении / Журнал технической физики, т. 89, № 4, 2019, с. 627-638.

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

## **РЕНТГЕНОСЕМИОТИКА ИНОРОДНЫХ МАТЕРИАЛОВ В КОРНЕВЫХ КАНАЛАХ ПРЕПАРАТОВ УДАЛЕННЫХ ЗУБОВ ПО ДАННЫМ МИКРОФОКУСНОЙ КОНУСНО-ЛУЧЕВОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ**

***Ничипор Е.А., Петровская В.В. (МГМСУ им. А.И. Евдокимова),  
Алпатова В.Г. (СПбИНСТОМ), Васильев А.Ю. (МГМСУ им. А.И. Евдокимова),  
Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б., Староверов Н.Е. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Кисельникова Л.П.,  
Шевченко М.А., Белозерова Н.Н., Белозеров М.М. (МГМСУ им. А.И. Евдокимова)***

Рентгеновская трубка с фокусным пятном размерами менее 100 микрометров – ключевая особенность микрофокусной конусно-лучевой компьютерной томографии (микроКЛКТ). На основании существующих научных работ с применением микроКЛКТ в стоматологии, можно ожидать, что она позволит открыть недоступные для конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) возможности в исследовании миниатюрных структур зубочелюстной системы. На сегодняшний день микроКЛКТ в медицине применяется в относительно небольшом количестве экспериментальных научных исследований, большинство из которых носит пилотный характер. Возможности микроКЛКТ в стоматологии не раскрыты [1-4].

Цель данной работы заключалась в сравнительном анализе томограмм, полученных при КЛКТ и микроКЛКТ препаратов удаленных зубов, корневые каналы которых содержали пломбировочные материалы и фрагменты металлических инструментов для эндодонтического лечения. Было выдвинуто предположение, что микроКЛКТ позволит выявить рентгеносемиотические характеристики инородных материалов, невидимые на КЛКТ.

Для сканирования зубов использовались аппараты КЛКТ Kavo OP 3D Vision (Imaging Sciences International LLC, USA; 120 кВ, 5 мА, размер вокселя 125 мкм) и микроКЛКТ МРКТ-04 (кафедра СПбГЭТУ «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Россия; 115 кВ, 40-60 мкА, размер вокселя 8,5-16,4 мкм). При помощи каждого из аппаратов было исследованы препараты зубов, корневые каналы которых содержали следующие инородные материалы: 26 корней – фрагменты преднамеренно сломанных стальных и никель-титановых инструментов для эндодонтического лечения (K file, H file, ProFile, ProTaper, каналонаполнители); 20 корней – кальций-алюмосиликатный цемент (Trioxident); 30 корней – стандартную гуттаперчу для метода латеральной конденсации холодной гуттаперчи (штифты) и силер – цинкоксидэвгенольный стоматологический материал (Эодент); 8 и 6 корней – термопластифицированную гуттаперчу на пластиковом носителе в сочетании с силером – пломбировочным материалом на основе эпоксидной смолы (Adseal), а также без силера. Далее с использованием программного обеспечения Radiant и 3D Slicer были построены и проанализированы реконструкции.

При описании пломбировочных материалов использовались двухмерные томограммы и трехмерные реконструкции, полученные при КЛКТ и микроКЛКТ. В каждой из указанных выше групп препаратов подводились итоги исследований всех зубов из группы, с целью получить обобщённую картину для каждого из стоматологических материалов.

На КЛКТ-томограммах кальций-алюмосиликатный цемент выглядел однородным, контуры его были нечеткими, очертания прилежащих структур – размытыми. На микроКЛКТ-томограммах была хорошо видна зернистая структура кальций-алюмосиликатного цемента, содержащая множественные точечные элементы высокой плотности, расположенные хаотично, сливающиеся в конгломераты. Эти плотные включения вызывали артефакты небольшой протяженности. Окружающие структуры практически не были затронуты артефактами, очертания их были четкими (рис. 1).

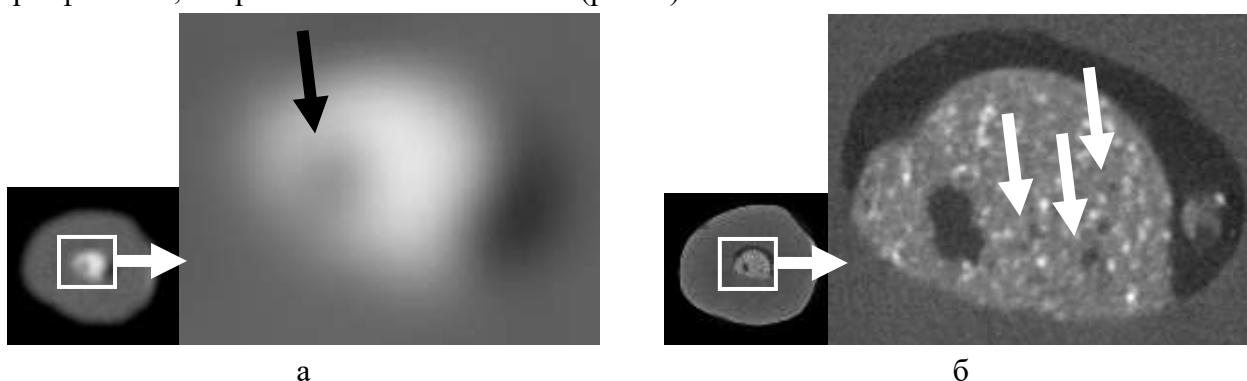


Рис. 1. Фрагменты томограмм корня зуба 2.3 в аксиальной плоскости, корневой канал частично заполнен кальций-алюмосиликатным цементом: а – КЛКТ: пломбировочный материал однородный, содержит крупную полость (черная стрелка); б – микроКЛКТ: зернистая структура пломбировочного материала, содержит несколько мелких пустот (белые стрелки).

На КЛКТ-томограммах корней зубов, пролеченных методом латеральной конденсации холодной гуттаперчи, можно было различить гуттаперчевые штифты, их деформацию в продольном направлении. Отдельные штифты не различались, если несколько штифтов располагались близко друг к другу. Штифты вызывали артефакты небольшой яркости, структуры вблизи поверхности штифтов имели размытые очертания. Силер не определялся. На микроКЛКТ-томограммах различались отдельные гуттаперчевые штифты разного диаметра вне зависимости от их положения и количества. Только в плотно запломбированных каналах очертания штифтов могли сливаться воедино в апикальной части. Штифты прекручивались, изгибались в каналах и были деформированы в продольном и поперечном направлении. Рядом с гуттаперчевыми штифтами в корневых каналах был виден цинкооксидэвгенольный силер, структура которого была однородной, содержала небольшое количество высокоплотных точечных включений (рис. 2, 4).

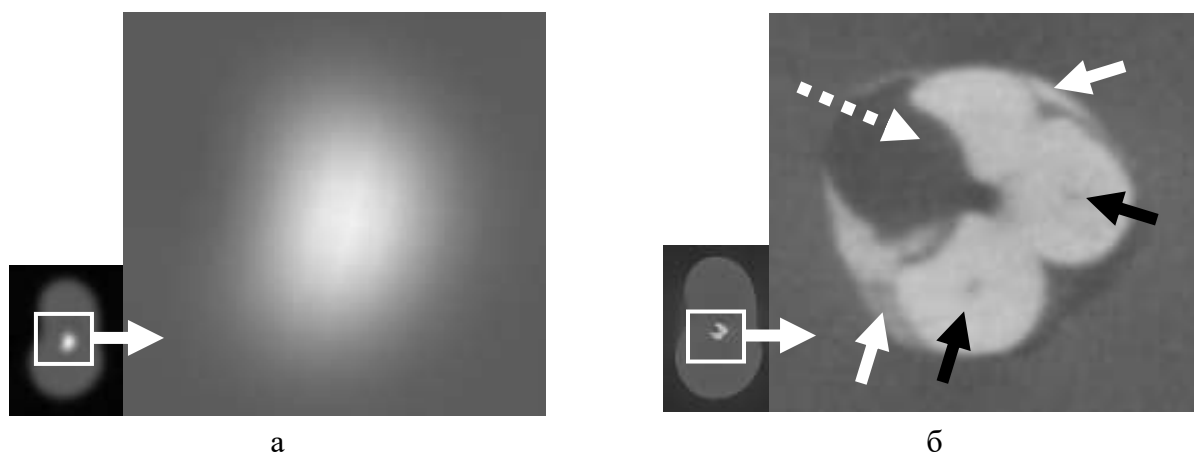


Рис. 2. Фрагменты томограмм корня зуба 1.2 в аксиальной плоскости, корневой канал содержит гуттаперчевые штифты для метода латеральной конденсации холодной гуттаперчи и цинкоксидэвгенольный силер: а – КЛКТ: штифты, силер, стенки канала не различаются, очертания размыты; б – микроКЛКТ: видны несколько гуттаперчевых штифтов, стенки корневого канала, силер (белые стрелки). Два штифта имеют полую сердцевину (черные стрелки). Деформированный спредером штифт сохраняет измененную форму (пунктирная стрелка).

Содержимое в каналах, пролеченных термопластифицированной гуттаперчей, на КЛК-томограммах выглядело однородным. Пластиковый носитель, гуттаперча и силер не были различимы. Содержимое каналов вызывало умеренно выраженные артефакты, очертания близлежащих структур выглядели нечеткими. На микроКЛК-томограммах вещество гуттаперчи было однородным, на его фоне хорошо различались более плотные пластиковые носители, содержащие множество включений высокой плотности. Термопластифицированная гуттаперча вызывала слабо заметные артефакты, более выраженные артефакты формировались от пластиковых штифтов. Очертания окружающих структур были хорошо различимы. Структура силера на основе эпоксидной смолы визуалью не отличалась от гуттаперчи. Его можно было обнаружить только на реконструкциях, где толщина слоя силера позволяла различить, что плотность его немного ниже плотности гуттаперчи (рис. 3).

Полости внутри пломбировочных материалов или на их границе с окружающими структурами были видны на КЛК-томограммах только в случае выраженного неоднородного пломбирования корневых каналов. На микроКЛК-томограммах картина была гораздо более детальной. Можно было наблюдать микроскопические полости округлой, щелевидной, неправильной формы между пломбировочным материалом и силером или дентином даже в равномерно запломбированных каналах. В глубине кальций-алюмосиликатного цемента и цинкоксидэвгенольного силера находились пустоты различной формы и размеров. Для гуттаперчевых штифтов для метода латеральной конденсации холодной гуттаперчи было характерно скопление множества мелких пустот вдоль продольной оси штифта, наподобие полую сердцевины. При изгибе гуттаперчевых штифтов в области деформации формировались линии расслоения или перелома штифта (рис. 4). Термопластифицированная гуттаперча могла содержать единичные точечные полости, а также отслаиваться от пластикового носителя на небольшом протяжении.

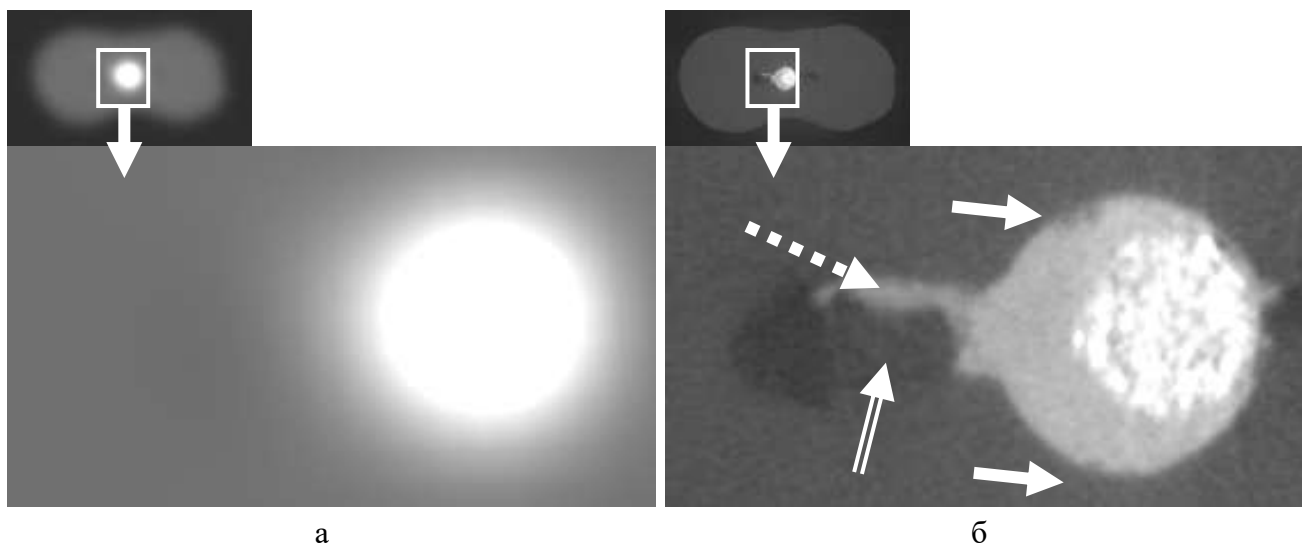


Рис. 3. Фрагменты томограмм корня зуба 2.4 в аксиальной плоскости: корневой канал содержит термопластифицированную гуттаперчу на пластиковом носителе и силер на основе эпоксидной смолы: а – КЛКТ: стенки канала не различаются, очертания содержимого канала размыты, гуттаперча, носитель и силер не видны; б – микроКЛКТ: полости между гуттаперчей и дентином (стрелки), зернистая структура пластикового носителя со множеством плотных элементов, фрагменты дентина в необработанной щелевидной части корневого канала (двойная стрелка), силер немного ниже по плотности, чем гуттаперча, частично обошел фрагменты дентина в канале (пунктирная стрелка).

Металлические фрагменты на двухмерных изображениях, полученных при КЛКТ, всегда имели округлую форму в поперечном сечении, на трехмерных реконструкциях рельеф поверхности был сглажен. Спиральная форма определялась только у каналонаполнителей и инструментов высокого диаметра за счет крупного витка спирали. Металлические фрагменты вызывали грубые артефакты, которые перекрывали изображение на значительном протяжении, контуры прилежащих к металлу объектов были неразличимы. На микроКЛКТ-томограммах инструменты имели различную форму в поперечном сечении – округлую, треугольную, квадратную. Всегда можно было видеть спиральную форму инструментов. Артефакты от них были хорошо выражены, но затрудняли визуализацию только мелких низкоплотных структур вблизи поверхности металла. Дополнительные объекты в канале, такие как фрагменты дентина, визуализировались достаточно отчетливо даже на фоне артефактов.

Построение реконструкций, а также проведение измерений на двухмерных и трехмерных реконструкциях, полученных при КЛКТ, было затруднено, так как края металлических фрагментов четко не определялись и выглядели размытыми. По результатам КЛКТ визуально наблюдалось увеличение объема металла по сравнению с данными, полученными на микроКЛКТ. Инструменты в корневых каналах были представлены как небольшими отломками, так и крупными фрагментами, содержащими практически всю длину инструмента.



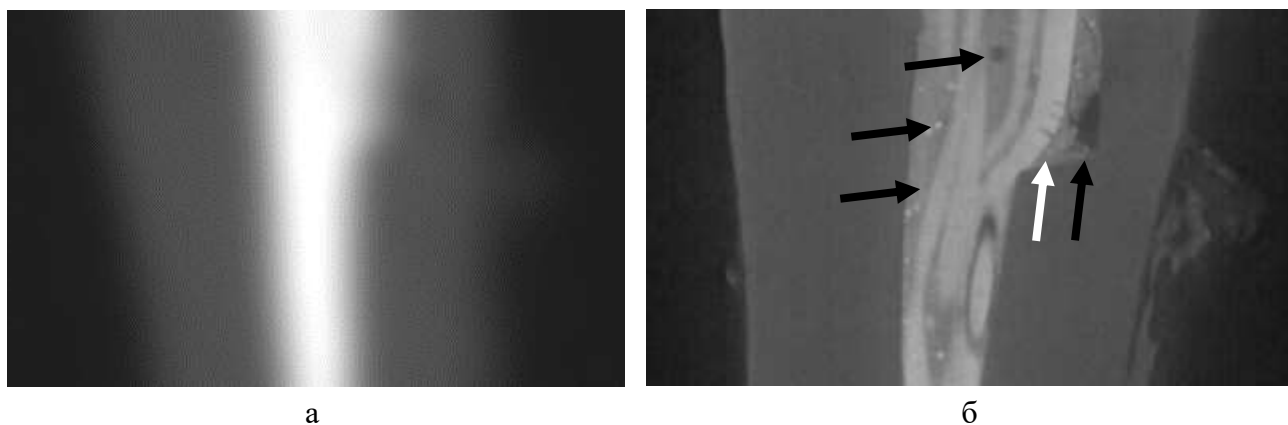


Рис. 4. Фрагменты томограмм корня зуба 1.5 в аксиальной плоскости: корневой канал содержит гуттаперчевые штифты для метода латеральной конденсации холодной гуттаперчи и цинкоксидэвгенольный силер: а – КЛКТ: неразличимы штифты и силер; б – микроКЛКТ: видны очертания нескольких гуттаперчевых штифтов, стенки корневого канала, силер. Силер содержит точечные плотные включения, полости разных размеров (черные стрелки).

Деформированный гуттаперчевый штифт сломан в месте изгиба (белая стрелка).

Поэтому объем металла по данным КЛКТ находился в диапазоне от 0,06 до 9,09 мм<sup>3</sup>, а микроКЛКТ – от 0,01 до 4,25 мм<sup>3</sup>. Объем металлического фрагмента по результатам КЛКТ всегда был больше, чем микроКЛКТ, причем в 89,5% случаев – более чем в 3 раза (рис. 5).

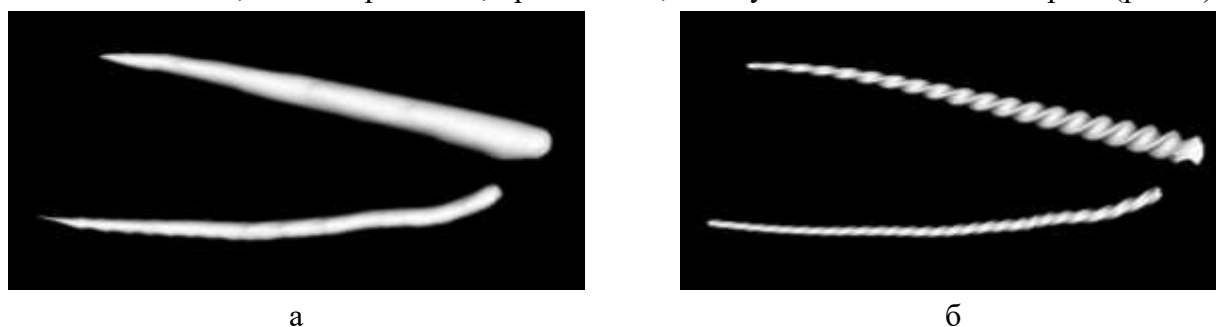


Рис. 5. Трехмерная реконструкция обломков металлических инструментов, находящихся в корневых каналах: а – КЛКТ: рельеф поверхности сглажен, объем модели фрагментов увеличен; б – микроКЛКТ: спиральная поверхность инструментов, в месте поломки инструментов виден деформированный металл, объем модели фрагментов выглядит меньше.

Таким образом, КЛКТ позволяла только установить присутствие высокоплотных инородных материалов и крупных дефектов пломбирования, в то время как с помощью микроКЛКТ можно было различить несколько материалов внутри одного канала, охарактеризовать их структуру, обнаружить мелкие полости. Артефакты от объектов высокой плотности на микроКЛКТ были выражены слабее, чем на КЛКТ, что позволило оценить структуры, прилежащие к пломбировочным материалам, идентифицировать форму металлических фрагментов и произвести с ними более точные измерения.

#### Литература.

1. Ободовский А.В. Разработка и исследование технических средств микрофокусной рентгеновской томографии: дис. ... кандидата технических наук / С.-Петербург. гос. электротехн. ун-т (ЛЭТИ), 2018, 135 с.

2. Васильев А.Ю., Петровская В.В. Информативность микро-КЛКТ в оценке эндодонтического лечения зубов (в эксперименте) / Труды IV Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники. Санкт-Петербург, 2017, с. 72-73.

3. Доменюк Д.А., Чуков С.З., Анфиногенова О.И., Ржепаковский И.В., Иванюта О.О. Применение компьютерной микротомографии в изучении морфоструктурных особенностей твердых тканей зубов при ранних формах кариозных поражений / Кубанский научный медицинский вестник, т. 25, № 6, 2018, с. 57-67.

4. Velozo C., Albuquerque D. Microcomputed Tomography Studies of the Effectiveness of XP-endo Shaper in Root Canal Preparation: A Review of the Literature / Scientific World Journal, vol. 2019, art. nr. 3570870, 2019.

## **ПЕРИОДИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ КТ: ДЕНСИТОМЕТРИЯ**

***Кручинин С.А., Петрайкин А.В., Артюкова З.Р., Смирнов А.В., Семенов Д.С.,  
Морозов С.П. (ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»)***

Широкое распространение оборудования для рентгеновской компьютерной томографии (КТ) в медицинских организациях Департамента здравоохранения города Москвы (в настоящее время эксплуатируется порядка 160 аппаратов) приводит к пересмотру традиционных методов диагностики с использованием рентгеновского излучения. Так, например, для определения минеральной плотности кости (МПК) в целях диагностики остеопороза, помимо метода выбора – двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДРА), выполняемой на рентгеновском денситометре, – получают распространение технологии количественной компьютерной томографии (ККТ) [1]. При использовании метода ККТ необходимо дополнительное оснащение находящихся в эксплуатации томографов соответствующим программным обеспечением, а также специализированным калибровочным фантомом.

Различают синхронную и асинхронную технологию ККТ. При синхронной ККТ в процессе исследования проводят совместное сканирование пациента и калибровочного фантома. Оценку МПК при этом осуществляют путем сравнения данных, полученных для фантома (эталонные значения) и исследуемой анатомической области пациента.

Метод асинхронной ККТ не предполагает использование калибровочного фантома при проведении сканирования пациента. Калибровка КТ в данном случае проводится в свободное от исследований пациентов время ежемесячно в соответствии с инструкцией по эксплуатации фирмы-производителя томографа. Процесс калибровки заключается в сканировании фантома при определенных параметрах (основными из которых являются уровень анодного напряжения, сила анодного тока, длительность оборота рентгеновского излучателя, толщина среза, значение области отображения (FOV), а также алгоритм реконструкции (Kernel)). На основании зарегистрированных изображений осуществляется расчет калибровочного коэффициента. В дальнейшем, при проведении исследований пациентов с применением метода асинхронной ККТ, полученный калибровочный коэффициент используется для пересчета измеренных на диагностических изображениях значений КТ-единиц (HU) в величину МПК. При проведении процедур калибровки, а также

диагностических исследований перечень и значения параметров сканирования должны быть идентичными.

Целью данной работы являлось формирование концепции калибровки асинхронной ККТ в рамках упрощенной процедуры периодического контроля параметров КТ.

Оценка параметров качества КТ-изображений традиционно проводится с использованием метода фантомного моделирования. При этом применяются тест-объекты, имитирующий те или иные заранее известные физические характеристики. На данном этапе работы предлагается использование универсального КТ-МРТ фантома ФКП (рис. 1), разработанного в ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ». Фантом представляет собой заполняемый водой полый цилиндр из полиметилметакрилата с набором тест-объектов, выбираемым в зависимости от цели исследования. Фантом также включает пустую секцию для оценки неоднородности поля изображения.

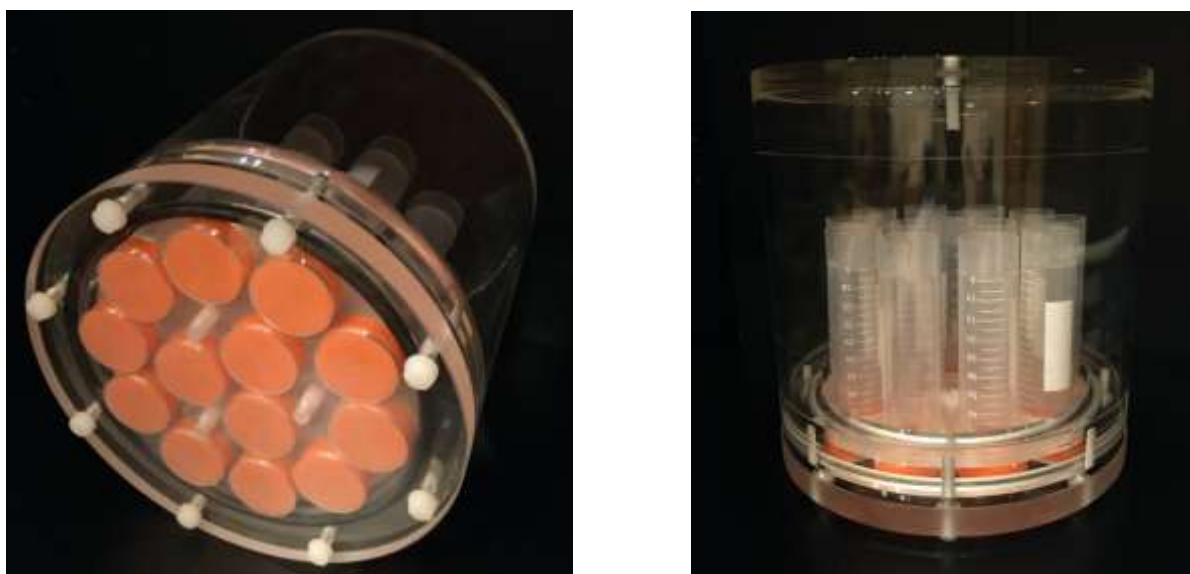


Рис. 1. Универсальный КТ-МРТ фантом ФКП.

Для обеспечения калибровки ККТ, а также для проведения периодического контроля параметров КТ, в фантом устанавливаются тест-объекты, представляющие собой цилиндрические контейнеры, заполненные раствором двухосновного тригидрата фосфата калия ( $K_2HPO_4 \times 3H_2O$ ) в концентрациях, обеспечивающих линейные коэффициенты ослабления соответствующих костных структур человека.

Для проведения периодической оценки точности определения величин МПК разработано программное обеспечение «Daily test CT» (далее по тексту - ПО). ПО создано на базе профессиональной среды разработки программ «Microsoft Visual Studio» с использованием языка программирования C++. Функционально программа состоит из трех основных модулей. Первый модуль содержит набор процедур и функций, реализующих алгоритмы работы со всей поступающей в программу информацией. В качестве исходных данных выступают: набор зарегистрированных изображений фантома; тип проводимой проверки (получение базовых значений или контроль постоянства параметров); задаваемые пользователем сведения об аппарате (модель, заводской номер, предприятие-изготовитель, год выпуска и т.д.) и ЛПУ, в котором он установлен (название, адрес, телефоны и т.д.); значения основных конструктивных параметров используемого при проведении испытаний фантома (диаметры и толщины стенок полого цилиндра, а также цилиндрических

контейнеров); уровни допустимых отклонений оцениваемых параметров от базовых величин. Второй модуль реализует алгоритмы расчета средних значений НУ с использованием зарегистрированных изображений фантома, а также сравнения полученных значений с базовыми величинами и, наконец, третий модуль представляет собой базу данных. В этой базе содержится следующая информация: данные об аппарате и ЛПУ, указываемые пользователем; значения параметров съемки, при которых зарегистрированы изображения; геометрия расположения областей интереса для оценки средних значений НУ, а также рассчитанные в различные моменты времени значения средних значений НУ и уровни их отклонений от базовых величин.

Предлагается следующая процедура калибровки ККТ в рамках контроля качества КТ. Сразу же после очередной калибровки метода асинхронной ККТ по методике производителя, персонал медицинской организации (инженер или рентгенолаборант) проводит первичные испытания с использованием фантома ФПК для получения базовых значений единиц НУ. Для этого фантом позиционируют на деке стола пациента и выполняют сканирование (аксиальное или спиральное) согласно разработанной ранее методике [2] с параметрами, максимально приближенными к используемым в клинической практике. Далее полученные в результате исследования изображения загружают в ПО. В настройках программы указывают тип испытаний (определение базовых значений); устанавливают области интереса в пределах изображений цилиндрических тест-объектов и рассчитывают средние значения единиц НУ для заданных областей.

К регистрируемым изображениям предъявляется лишь одно требование: они должны быть сохранены в соответствии с Международным форматом хранения данных Dicom 3.0 (модальность СТ). Полученные базовые значения единиц НУ, координаты областей интереса и их размеры, а также значения параметров съемки, при которых получены изображения, сохраняют в базе данных ПО. Важно отметить, что пользователь не вводит значения параметров сканирования в ПО; эта информация доступна из формата данных, в котором сохраняют изображения.

При проведении очередной технической проверки (максимальный период задается производителем, однако международное общество клинической денситометрии рекомендует еженедельный контроль (ISCD, 2019)) воспроизводят всю последовательность действий, выполняемых при первичных испытаниях. Работа с ПО в этом случае начинается с того, что осуществляется выбор из базы данных программы сохраненного ранее аппарата КТ и «привязка» к этому аппарату зарегистрированных изображений. После указания в настройках программы информации о том, что проводятся испытания на постоянство параметров, выполняется проверка идентичности параметров сканирования, при которых получены загруженные в программу изображения, с данными, содержащимися в базе. На основании положительного результата данной проверки на открытых в программе изображениях автоматически устанавливаются области интереса, для которых осуществляется определение единиц НУ. Также рассчитываются отклонения полученных оценок от значений, зарегистрированных при первичных испытаниях. После расчета возникает диалоговое окно программы с информацией о результатах прохождения технического регламента. В случае, когда величины рассчитанных отклонений не превышают пороговых значений, указанных в настройках программы, пользователь

получает уведомление о положительном результате прохождения проверки. В противном случае в диалоговом окне указывается информация о том, что технический контроль не пройден и представляется подробная расшифровка рассчитанных отклонений единиц НУ относительно базовых значений для каждого тест-объекта. По результатам проверки оцененные значения средних единиц НУ сохраняют в базе данных для контролируемого аппарата.

При положительном результате технического контроля работа на аппарате продолжается; в противном случае диагностика на аппарате с применением технологии асинхронной ККТ прекращается и проводится внеочередная калибровка.

Разработаны метод, а также аппаратно-программный комплекс контроля точности определения МПК в рамках процедуры контроля параметров КТ.

Апробация методики проводилась на аппарате «Aquilion Prime», производства компании «Toshiba», при следующих параметрах спирального сканирования (значение анодного напряжения – 120 кВ; величина силы анодного тока – 100 мА; длительность оборота рентгеновского излучателя – 0,5 с; толщина среза – 1 мм; величина параметра питч (pitch) – 0,813; значение области отображения (FOV) – 240 мм; алгоритм реконструкции (Kernel) – FC07). Оценка средних значений НУ осуществлялась по трем центральным тест-объектам, имитирующим диапазон МПК от нормы до остеопении. На рисунке 2 показано основное окно ПО, используемое для данных расчетов (здесь же показано сообщение о положительном прохождении проверки).

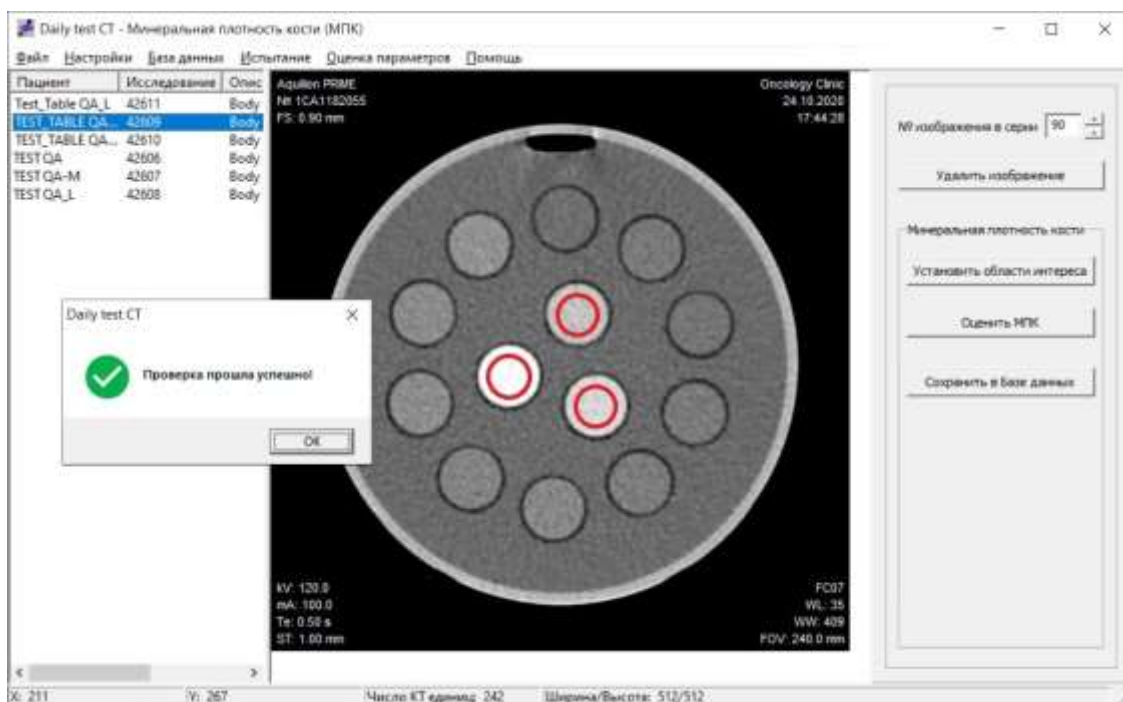


Рис. 2. Интерфейс основного окна ПО, используемого для обработки данных, регистрируемых при периодическом контроле параметров КТ.

Вся процедура проведения испытаний от момента позиционирования тест-объекта до получения результатов расчета средних единиц НУ занимает не более 10-15 минут. Таким образом, проводимый технический контроль незначительно влияет на график приема пациентов.

Важно отметить, что каждый раз, при проведении периодических испытаний КТ в интересах определения точности оценки МПК, база данных ПО пополняется новыми измеренными данными. На основании этой информации существует возможность выявлять тенденции к увеличению отклонений рассчитанных величин относительно базовых значений и прогнозировать время очередной калибровки асинхронной ККТ, тем самым упреждая риск некорректной оценки МПК при диагностике пациента.

Литература.

1. Петряйкин А.В. и др. Рентгеновская денситометрия, вопросы стандартизации (обзор литературы и экспериментальные данные) / Радиология – практика, № 1(67), 2018, с. 50–62.

2. Сергунова К.А. и др. Контроль и стандартизация данных при количественной компьютерной томографии / Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики», № 38, 2019, с. 25.

## **ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ И РАДИАЦИОННЫЕ РИСКИ ПРИ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ ДЕТЕЙ С COVID-19**

**Шацкий И.Г. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева), Поздняков А.В.,**

***Панунцева К.К., Набиева А.С., Пузырев В.Г., Баннова С.Л.,***

***Капырина Ю.Н. (ФГБОУ ВО СПбГПМУ Минздрава России)***

Компьютерная томография (КТ) применяется для диагностики коронавирусной болезни COVID-19 наряду с эталонным стандартом – анализом образцов из дыхательных путей с использованием методов секвенирования нового поколения или методов полимеразной цепной реакции с обратной транскрипцией. КТ, являясь более чувствительной по сравнению с рентгенографией органов грудной клетки (ОГК), признана основным способом визуализации пневмонии. Но для последующего наблюдения за пациентом рекомендуется рентгенография ОГК [1]. Кроме того, у тяжелобольных пациентов немедленная КТ может быть обязательной для диагностики и оценки тяжести заболевания.

Хотя COVID-19 обычно вызывает более серьезные симптомы у пожилых пациентов, количество молодых пациентов в может увеличиться в будущем. Риск развития радиационно-индуцированного рака для детей выше. Хотя повторные обследования не требуются для большинства пациентов, пациенты с тяжелыми и прогрессирующими симптомами могут неоднократно проходить КТ-обследования для наблюдения за легочными изменениями. Следовательно, существует необходимость оценки доз облучения детей для возможности последующей оптимизации подобных обследований, так и оценка радиационных рисков, особенно для многократных обследований.

Целью исследования была оценка эффективных доз и радиационных рисков детей при рентгенографических и КТ исследованиях в ходе диагностики и лечения COVID-19, а также анализ зависимости числа исследований и суммарного радиационного риска для одного пациента от тяжести течения заболевания.

В работе были использованы данные рентгенологических исследований 71 ребенка, поступившего в клинику ФГБОУ ВО СПбГПМУ Минздрава России с подозрениями на COVID-19, из которых 58 детям были сделаны 104 рентгенограммы, а 22 ребенка – 30 КТ. Одному пациенту могли быть проведены как несколько однотипных, так комбинации рентгенографических и КТ-исследований.

Все пациенты были разделены на 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 соответствовали математическим антропоморфным фантомам [2] и принимались в качестве характеристик «стандартного пациента» в каждой возрастной группе для сбора типовых режимов проведения процедур и расчета доз.

Входными физическими параметрами для расчета органных доз и эффективной дозы пациента служили для рентгенографических аппаратов: радиационный выход аппарата, толщина и материал фильтра, напряжение на аноде трубки, экспозиция, расстояние от источника до приемника, размеры поля облучения, геометрия облучения, для КТ: CTDI, напряжение на аноде трубки, экспозиция, питч, коллимация, DLP, эффективный диаметр обследуемой области.

Поглощенные дозы в органах и эффективные дозы были рассчитаны для рентгенографических аппаратов с помощью программы РСХМС для каждого пациента, и для КТ с помощью NCIST 3.0 для типовых параметров проведения исследований. Обе программы используют те же математические антропоморфные фантомы [2] для моделирования тела пациента, которые содержат набор из 31 органа/ткани, необходимых для расчета эффективной дозы с использованием взвешивающих тканевых коэффициентов из Публикации 103 МКРЗ.

Последующий расчет пожизненных атрибутивных рисков по модели, приведенной в Публикации 103 МКРЗ, осуществлялся в соответствии с методикой, опубликованной в статье Иванов и соавт. [3].

Подробно методика и условия расчета доз и радиационных рисков приведены в предыдущих публикациях [4, 5].

Медианы значений эффективной дозы при рентгенографических исследованиях органов грудной клетки для всех возрастных групп находятся в диапазоне 0,09-0,13 мЗв (табл. 1). Наибольшие значения наблюдаются в группе 0-4 лет. Эффективные дозы при КТ органов грудной клетки составили 3,21 мЗв и 4,68 мЗв для групп 5-9 и 15-19 лет, соответственно.

Табл. 1. Эффективные дозы (мкЗв) и радиационные риски за исследование.

Возрастная группа	Исследование	Эффективная доза ICRP103 (мЗв)	Риск мужчины, $10^{-6}$	Риск женщины, $10^{-6}$
0-4	ОГК	0,13	5,52	27,62
5-9	ОГК	0,09	3,23	16,08
10-14	ОГК	0,09	2,50	12,73
15-19	ОГК	0,12	2,85	14,37
5-9	КТ ОГК	3,21	140,39	425,97
15-19	КТ ОГК	4,68	169,10	434,37

Радиационный риск для всех видов исследований для пациентов женского пола в несколько раз больше, чем для мужского. При проведении рентгенографических исследований для женщин составляет от  $12,73 \cdot 10^{-6}$  до  $27,62 \cdot 10^{-6}$ , для мужчин от  $2,5 \cdot 10^{-6}$  до  $5,52 \cdot 10^{-6}$ . Минимум соответствует возрастной группе 10-14 лет, а максимум – 0-4 года. Для КТ риск увеличивается с возрастом от  $425,97 \cdot 10^{-6}$  для группы 5-9 лет до  $434,37 \cdot 10^{-6}$  для 15-19 лет.

При сравнении с результатами предыдущих исследований [4, 5] наблюдается аналогичный характер зависимости риска от возраста: с увеличением возраста риск снижается. Но степень понижения в текущей работе выше, в основном за счет увеличения риска для младшей возрастной группы, для которой характерны максимальные значения во всех исследованиях, до 1,5 раз. Второй особенностью полученных результатов является наличие минимума значений для группы 10-14 лет, а не однонаправленное снижение риска от новорожденных к группе 15-19 лет.

Табл. 2. Средние значения и медианы числа исследований и суммарных рисков пациента для КТ ОКГ в зависимости от возраста и пола.

возрастная группа	пол	Степень поражения по КТ			
		КТ-0	КТ-1	КТ-2	КТ-3
Число исследований, среднее					
5	ж		1,75	2,00	
5	м	1,25	2,00	2,00	2,67
15	ж	1,00	2,00		
15	м		2,00	3,00	
Число исследований, медиана					
5	ж		2,00	2,00	
5	м	1,00	2,00	2,00	2,00
15	ж	1,00	2,00		
15	м		2,00	3,00	
Риск на $10^{-6}$ , среднее					
5	ж		745,45	851,94	
5	м	175,48	280,77	280,77	374,36
15	ж	434,37	868,73		
15	м		338,19	507,29	
Риск на $10^{-6}$ , медиана					
5	ж		851,94	851,94	
5	м	140,39	280,77	280,77	280,77
15	ж	434,37	868,73		
15	м		338,19	507,29	

Для определения степени влияния тяжести течения заболевания на количество исследований и, соответственно, радиационные риски был проведен односторонний дисперсионный анализ Краскела-Уоллиса суммарных радиационных рисков от КТ-исследований пациента за все время госпитализации для каждой степени поражения легких.



Средние значения и медианы числа исследований и суммарных рисков пациента для КТ ОКГ в зависимости от возраста и пола приведены в таблице 2. Полученные значения ( $N=9,7745$ ,  $p=0,0206$ ) позволяют судить о статистически значимых различиях между группами степеней поражения, а, следовательно, и о зависимости количества КТ-исследований и радиационных рисков от тяжести течения заболевания. Дополнительное множественное сравнение средних рангов всех групп показало достоверные различия только между КТ-0 и КТ-1. Достоверные различия между другими комбинациями групп не подтвердились, вероятно, из-за малого размера выборок в группах КТ-2 и КТ-3 ( $n=3$ ). Дальнейшие исследования и увеличения выборок могут внести изменения в результаты.

Литература.

1. Revel M.P., Parkar A.P., Prosch H., Silva M., Sverzellati N., Gleeson F. European Society of Radiology (ESR) and the European Society of Thoracic Imaging (ESTI). COVID-19 patients and the radiology department - advice from the European Society of Radiology (ESR) and the European Society of Thoracic Imaging (ESTI) / Eur Radiol., 2020, DOI: 10.1007/s00330-020-06865-y.

2. 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).

3. Иванов, В.К. Радиационные риски медицинского облучения / В.К. Иванов, А.Ф. Цыб, Ф.А. Метлер [и др.] / Радиация и риск, т. 20, № 2, 2011, с. 17–28.

4. Шацкий И.Г. Оценка рисков медицинского облучения при рентгенографических исследованиях детей. / Радиационная гигиена, т. 10(2), 2017, с. 31-42. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2017-10-2-31-42>.

5. Balonov M., Shatsky I. Evaluation of radiation risks from medical exposures: Organ dose approach versus effective dose approach. / J. Radiation Protection, № 187, European Commission Radiation Protection and nuclear Safety, 2018, pp. 45-59.

## **ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ ПРИ РЕНТГЕНОГРАФИИ НЕДОНОШЕННЫХ ДЕТЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ**

***Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева), Потрахов Ю.Н., Потрахов Н.Н.  
(СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Алхазисвили А.В. (ФГБУ НМИЦ им. В.А. Алмазова)***

Разработка и внедрение новых технологий медицинской визуализации в обязательном порядке должна сопровождаться предварительной прогностической оценкой доз облучения пациентов с целью выбора режимов проведения исследования оптимальных по соотношению доза-качество изображения. При этом рекомендуется проводить оценку эффективной дозы как величины, позволяющей оценить радиационный ущерб (риск) для пациента [1,2].

Для облегчения процесса подбора (скрининга) протоколов проведения исследований, которые в дальнейшем будут проходить клиническую апробацию, целесообразно оценивать эффективную дозу с использованием коэффициентов перехода, соотносящих эффективную дозу с измеряемыми дозовыми величинами и/или параметрами проведения исследования.

Общепринятым подходом является расчет коэффициентов перехода от произведения дозы на площадь или входной поверхностной дозы к эффективной дозе [1, 2].

При проспективном подборе режимов проведения бэбиграмм на перспективном рентгеновском аппарате в портативном исполнении, в рамках проекта «Цифровой неонатальный острофокусный рентгенодиагностический комплекс [3] необходимо учитывать специфику аппарата:

- отсутствие измерителя произведения дозы на площадь;
- возможность выполнения съемки без использования штативного устройства;
- выполнение съемки на фиксированных режимах без использования автоматического контроля экспозиции.

Таким образом, целью исследования явился расчет коэффициентов перехода от экспозиции (мАс) к эффективной дозе для различных наборов параметров проведения бэбиграмм недоношенных детей с использованием неонатального острофокусного рентгенодиагностического комплекса.

В работе решались следующие задачи:

1. Определение набора параметров проведения для перспективных протоколов бэбиграмм;
2. Определение эффективных доз и коэффициентов перехода от экспозиции к эффективной дозе для выбранного набора параметров;
3. Подбор перспективных режимов для дальнейшей клинической апробации.

Объектом исследования являлся портативный рентгеновский аппарат (ПРА). Для расчета эффективных доз и соответствующих им коэффициентов перехода по результатам выполненного ранее исследования [3] были сформулированы следующие требования к параметрам проведения бэбиграмм:

- широкий диапазон кожно-фокусных расстояний, в связи с использованием ПРА без штативного устройства. В качестве основных кожно-фокусных расстояний были выбраны 10, 20, 50 и 100 см, чтобы учесть всю вариабельность в позиционировании аппарата в ручном режиме;

- в связи с оснащением ПРА устройством для коллимации пучка рентгеновского излучения вместо ранее использовавшегося максимального размера поля (30x30 см) были выбраны два промежуточных значения (10x10 и 20x20 см), соответствующих коллимации области исследования до размеров грудной клетки и торса недоношенного ребенка, соответственно;

- диапазон анодного напряжения 50-65 кВ с шагом в 5 кВ;

- проведение бэбиграмм не только в передне-задней, но и в задне-передней и косых (передней правой и передней левой) проекциях, что позволяло учесть неточность позиционирования ПРА без штативного устройства и вариабельность в положении ребенка в кювезе.

При расчете эффективных доз приняли, что толщина полной фильтрации составляла 3 мм Al; расстояние между телом пациента и приемником изображения составляло 10 см. Параметры фантома новорожденного ребенка были модифицированы в соответствии с результатами предыдущего исследования (масса тела 0,83 кг, рост 32 см). Использовали координаты центра поля облучения X -0, Y - 0; Z - 9 для передне-задней и задне-передней проекций; X: 1, Y: -2; Z : 9 для левой передней косой проекции и X: -2, Y: -2; Z : 9 для правой передней косой проекции.

Расчет эффективных доз был выполнен с использованием программного обеспечения РСХМС 2.0 [4, 5]. Эффективные дозы были рассчитаны на базе экспозиции (мАс) для значения в 1 мАс. Коэффициенты перехода (мкЗв/мАс) определяли с использованием выражения (1)

$$K_{п} = \frac{E}{\mathcal{E}} \times 1000, \text{мкЗв/мАс} \quad (1)$$

Где  $K_{п}$  – коэффициент перехода от экспозиции к эффективной дозе;  $E$  – эффективная доза за 1 снимок, мЗв;  $\mathcal{E}$  – экспозиция, мАс.

Статистическая обработка полученных данных была выполнена с использованием программного обеспечения Statistica 12.

Результаты расчета коэффициентов перехода от экспозиции к эффективной дозе представлены в таблицах 1-4 для передне-задней, задне-передней, передней косой левой и передней косой правой проекций соответственно.

Табл. 1. Коэффициенты перехода (мкЗв/мАс) для облучения пациентов в передне-задней проекции.

Анодное напряжение, кВ	Размер поля (смхсм) и расстояние фокус-кожа (см)									
	10x10					20x20				
	10	20	50	80	100	10	20	50	80	100
50	525	156	27	10	7	671	259	51	18	11
55	692	206	36	14	9	891	337	68	24	15
60	875	261	46	18	12	1127	421	86	30	19
65	1077	321	56	22	14	1379	515	105	37	24

Табл. 2. Коэффициенты перехода (мкЗв/мАс) для облучения пациентов в задне-передней проекции.

Анодное напряжение, кВ	Размер поля (смхсм) и расстояние фокус-кожа (см)									
	10x10					20x20				
	10	20	50	80	100	10	20	50	80	100
50	340	105	20	8	5	396	126	28	11	7
55	458	142	27	10	7	536	173	38	15	10
60	591	181	34	14	9	690	226	50	20	13
65	739	225	43	17	11	861	285	62	25	16

Табл. 3. Коэффициенты перехода (мкЗв/мАс) для облучения пациентов в передней косой левой проекции.

Анодное напряжение, кВ	Размер поля (смхсм) и расстояние фокус-кожа (см)									
	10x10					20x20				
	10	20	50	80	100	10	20	50	80	100
50	434	132	23	10	6	590	202	40	16	10
55	556	177	30	13	9	786	273	54	21	13
60	710	226	38	17	11	996	351	68	27	17
65	880	268	47	21	14	1222	437	84	33	21

Табл. 4. Коэффициенты перехода (мкЗв/мАс) для облучения пациентов в передней косо́й правой проекции.

Анодное напряжение, кВ	Размер поля (смхсм) и расстояние фокус-кожа (см)									
	10x10					20x20				
	10	20	50	80	100	10	20	50	80	100
50	518	140	24	10	6	632	231	47	17	11
55	685	190	32	13	8	847	301	62	22	14
60	870	244	41	17	10	1086	375	78	27	18
65	1075	303	51	21	13	1350	456	96	33	22

Как следует из таблиц 1-4, все выбранные параметры проведения бэбиграмм будут оказывать выраженное влияние на эффективные дозы пациентов. Так, при увеличении напряжения с 50 до 65 кВ с шагом в 5 кВ эффективная доза будет увеличиваться в среднем на 30% за каждый шаг для всех режимов и проекций облучения. Увеличение кожно-фокусного расстояния будет приводить к более выраженному снижению эффективной дозы: вплоть до двух порядков величины при переходе с расстояния в 10 см на расстояние в 100 см. Увеличение размера поля облучения вдвое ведет к пропорциональному увеличению эффективной дозы также в два раза.

По результатам выполненной работы показано, что вне зависимости от размера поля и выбранного анодного напряжения основным дозообразующим параметром будет являться кожно-фокусное расстояние. Для всех проекций облучения пациентов целесообразно выбирать кожно-фокусное расстояние более 50 см. При разработке конструкции ПРА необходимо принять меры по недопущению сокращения кожно-фокусного расстояния (проведения съемки вплотную к телу ребенка) за счет использования штативных устройств или иных технических приспособлений.

Выводы:

1. В ходе работы были определены коэффициенты перехода от экспозиции к эффективной дозе с использованием ранее разработанной модели облучения новорожденного/недоношенного пациента с использованием программного обеспечения РСХМС 2.0.

2. Результаты анализа выборки коэффициентов перехода для различных параметров проведения исследования с использованием ПРА показали, что основным параметром, влияющим на эффективную дозу пациента, является кожно-фокусное расстояние. Остальные рассмотренные параметры (напряжение, размер поля облучения и проекция облучения) вносят значительно меньший вклад в формирование доз пациентов.

3. При разработке протоколов проведения бэбиграмм с использованием ПРА необходимо предусмотреть ограничение минимального кожно-фокусного расстояния 50 см.

Работа проводится при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (соглашение от 23.10.2017 № 14.578.21.0262, уникальный идентификатор ПНИЭР - RFMEFI57817X0262).

Литература.

1. Dougeni E.D., Delis H.B., Karatza A.A., Kalogeropoulou C.P., Skiadopoulos S.G., Mantagos S.P., Panayiotakis G.S. Dose and image quality optimization in neonatal radiography / Br J Radiol., vol. 80(958), 2007, pp. 807-815.

2. Hinojos-Armendáriz V., Mejía-Rosales S.J., Franco-Cabrera M.C. Optimisation of radiation dose and image quality in mobile neonatal chest radiography / Radiography (Lond)., vol. 24(2), 2018, pp. 104-109.

3. Vodovatov A.V., Potrakhov Yu. N, N. N. Potrakhov, A. V. Alhazishvili, and I. G. Shatskiy. Estimation of the effective doses for radiography of the premature newborns performed on dedicated x-ray units / AIP Conference Proceedings, vol. 2250, nr. 020031, 2020, <https://doi.org/10.1063/5.0013268>.

4. Tapiovaara M. PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations / 1997, 57 p. <http://urn.fi/URN:NBN:fi-fe2014120246788>

5. Tapiovaara, M. PCXMC 2.0. User's Guide / Säteilyturvakeskus. Tekniset raportit, STUK–TR 7, Helsinki, 2008, 24 p.

## СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ПОДХОДОВ К РАДИАЦИОННЫМ АВАРИЯМ В МЕДИЦИНЕ НА ПРИМЕРЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

***Водоватов А.В.*** (ФБУН НИИРГ им. П.В.Рамзаева, ФГБОУ ВО СПбГПМУ Минздрава России), ***Рыжов С.А.*** (ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДМЗ»),  
***Чипига Л.А.*** (ФБУН НИИРГ им. П.В.Рамзаева, ФГБУ «РНЦРХТ им. ак. А.М. Гранова», ФГБУ НМИЦ им. В.А. Алмазова)

За последние годы количество радиационных аварий при эксплуатации источников ионизирующего излучения в медицине значительно возросло [1]. Структура радиационных аварий представлена в таблице 1.

Табл. 1. Динамика числа и структура радиационных аварий в зарубежных странах.

Тип ИИИ	Временной период			
	1980-1989	1990-1999	2000-2009	2010-2013
Промышленные	91	49	22	7
Медицина – лучевая терапия	35	63	72	32
Медицина – интервенционные исследования	16	98	55	25
Утерянные источники	12	12	5	2
Военные источники	2	2	-	-
Другие	16	13	4	-

Радиационные аварии в медицине за период 2010-2013 гг. составляют более 80% от всех радиационных аварий. К сожалению, отечественные достоверные данные по радиационным авариям в медицине отсутствуют. Так, по итогам анализа базы радиационных аварий и инцидентов ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева (подсистеме автоматизированной системы контроля радиационного воздействия Роспотребнадзора) за период 2012-2019 гг.

было выявлено всего 34 случая: 26 случаев выявления пациентов с превышением мощности амбиентного эквивалента дозы после радионуклидной терапии; 4 случая утери/хищения ИИИ (2 радионуклидных, 2 генерирующих); 2 случая разгерметизации ИИИ (бой флаконов с РФП) и 2 случая переоблучения пациента вследствие технической неисправности аппарата в лучевой терапии. Представленные данные явно занижены и не учитывают весь комплекс аварийных ситуаций в медицине.

В соответствии с действующими отечественными нормативно-методическими документами, радиационная авария (РА) - потеря управления источником ионизирующего излучения, вызванная неисправностью оборудования, неправильными действиями работников (персонала), стихийными бедствиями или иными причинами, которые могли привести или привели к облучению людей выше установленных норм или к радиоактивному загрязнению окружающей среды [2]. Дозы облучения пациентов при медицинском облучении не нормируются, что не позволяет в полной мере использовать данное определение для ситуаций медицинского облучения. В соответствии с [3] к аварии относится потеря управления радиационным источником, нарушение пределов и/или условий нормальной эксплуатации радиационного источника (РИ), несанкционированный доступ к РИ, радиоактивным веществам (РВ) и радиоактивным отходам (РАО), утеря и/или хищение РИ, РВ и РАО, ошибка персонала (далее – событие), в результате которого имеет место любое из следующих последствий: прогнозируемые дозы облучения лиц из числа населения превышают основные пределы доз, установленные нормами радиационной безопасности (РБ); незапланированное облучение персонала превысило основные пределы доз, установленные нормами РБ. Данное определение также не учитывает особенности РА в медицине и не подходит для регулирования медицинского облучения.

Следует отметить, что в отечественном регулировании радиационной безопасности отнесение события к РА влечет за собой достаточно серьезные последствия. В соответствии с постановлением Главного государственного санитарного врача Российской Федерации от 24.02.2009 №11 «О представлении внеочередных донесений о чрезвычайных ситуациях в области общественного здравоохранения санитарно-эпидемиологического характера» и приказом Роспотребнадзора от 23.12.2013 № 968 «О совершенствовании реагирования в случае возникновения радиационной аварии» о каждой радиационной аварии необходимо составить донесение о возникновении чрезвычайной ситуации в течение 2-х часов после установления факта чрезвычайной ситуации в территориальные органы и учреждения, осуществляющие государственный санитарно-эпидемиологический надзор, с направлением копии донесения в ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева для регистрации в базе радиационных аварий и инцидентов (подсистеме автоматизированной системы контроля радиационного воздействия Роспотребнадзора). По итогам рассмотрения донесения органы Роспотребнадзора принимают управленческие решения, как правило связанные с проведением внеочередной проверки объекта. Данные донесения должны составляться для всех видов радиационных аварий (0-7 уровни в соответствии со шкалой INES).

Также в нормативно-методических документах Роспотребнадзора отсутствует какая-либо классификация радиационных аварий по степени воздействия на персонал/население/пациентов (инцидент, происшествие и пр.). Термин «происшествие» введен в НП-014-16 [2] как радиационная авария, в ходе которой произошла потеря контроля

над источником ионизирующего излучения, которая не привела к переоблучению населения и персонала выше основных пределов доз (что также не в полной мере подходит для медицинского облучения, где, как правило, происходит переоблучение пациентов).

В зарубежной практике [4] введено понятие непреднамеренного или аварийного медицинского облучения, являющегося результатом недостатков проектирования и эксплуатационных отказов медицинского радиологического оборудования, отказов и ошибок в программном обеспечении или следствием ошибок человека. К таким ситуациям должны быть отнесены любые терапевтические процедуры, проводимые либо не тому пациенту, либо не для той области (ткани), либо не тем радиофармацевтическим препаратом, либо с разовой дозой или суммарной дозой, существенно отличающейся от значений, предписанных врачом, или которые могут приводить к необоснованным побочным эффектам, а также любые отказы оборудования, аварии, ошибки, неудачи или другие необычные явления с возможностью воздействия на пациента, значительно отличающегося от предполагаемой диагностической и терапевтической процедуры, при осуществлении которых облучению подвергается не тот пациент или не тот орган, а также процедуры, существенно превышающие назначенное облучение. При этом основной акцент делается не на информирование регулирующих органов, а на разработку системы внутреннего контроля качества в медицинской организации, направленной на профилактику возникновения аварийных ситуаций. Данные подходы в отечественных нормативно-методических документах не реализованы.

Целью данной работы являлась разработка модернизированных подходов к классификации радиационных аварий в лучевой диагностике на примере компьютерной томографии (КТ). При проведении КТ возможно развитие целого ряда ситуаций, которые можно отнести к радиационным авариям/инцидентам и случаям непреднамеренного облучения пациентов. Помимо этого, специфика проведения отдельных видов КТ исследований (многофазные исследования с применением рентгеноконтрастных препаратов) обуславливает возможность развития негативных последствий для здоровья пациентов, не связанных с облучением – аллергических реакций на введение контрастного препарата.

Все аварийные ситуации разделены на радиационные и нерадиационные в соответствии с п. 6.19 СанПиН 2.6.1.1192-03. Радиационные аварийные ситуации разделены на радиационные аварии и происшествия в соответствии с приложением 2 НП-014-16. При этом к радиационным авариям отнесены только те ситуации, которые привели к облучению персонала или населения в дозах выше основного предела доз, установленных нормами радиационной безопасности; или в результате которых облучение пациентов превысило стандартную дозу более чем в 10 раз или привело к развитию детерминированных эффектов. К таким ситуациям можно отнести облучение пациентов дозой, превышающей соответствующую стандартную дозу для данного КТ-исследования (протокола сканирования) в 10 и более раз; разовое облучение пациента в дозе, превышающей 200 мЗв; развитие у пациента детерминированных эффектов (алопеция, эритема и пр.) после проведения КТ-сканирования; и непреднамеренное облучение эмбриона или плода в дозе, превышающей 100 мГр. О таких ситуациях необходимо информировать территориальные органы Роспотребнадзора и проводить мероприятия по ликвидации последствий аварийной ситуации с привлечением внешних организаций.

Радиационные происшествия разделены на две категории в зависимости от причины переоблучения пациента: обоснованное облучение в аномально высокой дозе и необоснованное назначение/повторение исследования. К первой категории можно отнести выполнение КТ исследования не той анатомической области и/или не с тем протоколом КТ-сканирования; облучение пациентов дозой, превышающей соответствующую стандартную дозу для данного КТ-исследования (протокола сканирования) более чем в 3 раза, но менее чем в 10 раз; непреднамеренное облучение эмбриона или плода в дозе не превышающей 100 мГр. Ко второй категории можно отнести ошибочное проведение КТ-исследования не тому пациенту, которому оно было назначено; неисправность оборудования, приведшая к невозможности закончить КТ-исследование; проведение КТ-исследования без надлежащего обоснования; и проведение КТ-исследования на неисправном/ неоткалиброванном компьютерном томографе, приведшее к неудовлетворительному диагностическому качеству КТ-изображений. Первой категории радиационных происшествий наиболее соответствует категория «accidental exposure»; второй – «unintended exposure» [4]. Все численные критерии отнесения аварийной ситуации к радиационной аварии/происшествию были адаптированы из [5]. Все радиационные происшествия должны регистрироваться внутри медицинской организации, должна проводиться работа по профилактике их возникновения, но обязательного информирования внешних организаций не требуется.

Нерадиационные аварии были также разделены по степени потенциального вреда (последствий для здоровья) пациента. К первой категории относятся ситуации, при которых произошли тяжелые последствия для здоровья пациента (анафилактический шок при введении контрастного препарата, травмы пациентов при пожаре, поражении электрическим током, механические травмы вследствие неисправности элементов компьютерного томографа). Ко второй категории относятся ситуации, при которых последствия для здоровья могли произойти, но не произошли: экстравазальное введение контрастного препарата; застревание пациента в гентри компьютерного томографа; выход из строя механических частей компьютерного томографа при проведении исследования. О нерадиационных авариях первой категории необходимо оповещать органы Роспотребнадзора; второй категории – регистрировать и реагировать на уровне медицинской организации.

Предложенная классификация на текущий момент находится на уровне апробации в отдельных медицинских организациях. Апробация заключается в проведении анонимизированных опросов сотрудников отделений лучевой диагностики, направленных на выявление распространенности и выраженности отдельных аварийных ситуаций. Переход на предложенный подход к радиационным авариям позволит своевременно идентифицировать весь спектр аварийных ситуаций, разрабатывать меры по их предотвращению/профилактике и аварийному реагированию без чрезмерного давления со стороны органов Роспотребнадзора.

#### Литература.

1. Karen Coeytaux, Eric Bey, Doran Christensen, Erik S. Glassman, Becky Murdock, Christelle Doucet. Reported Radiation Overexposure Accidents Worldwide, 1980-2013: A Systematic Review / PLOS ONE, pp. 1-26, DOI:10.1371/journal.pone.0118709.



2. Постановление Главного государственного санитарного врача РФ от 07.07.2009 N 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) / [http://www.consultant.ru/document/cons\\_doc\\_LAW\\_90936/](http://www.consultant.ru/document/cons_doc_LAW_90936/) Дата последнего обращения 01.08.2018 г.

3. Федеральные нормы и правила в области использования атомной энергии «Правила расследования и учета нарушений при эксплуатации и выводе из эксплуатации радиационных источников, пунктов хранения радиоактивных веществ и радиоактивных отходов и обращении с радиоактивными веществами и радиоактивными отходами». НП-014-16. / Утверждены приказом Федеральной службы по экологическому, технологическому и атомному надзору, 15.02.2016, 22 с.

4. International Atomic Energy Agency. Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation. / Specific Safety Guide №SSG-46, Vienna: IAEA, 2018, 318 p.

5. С. J. Martin et al. Unintended and accidental medical radiation exposures in radiology: guidelines on investigation and prevention / J. Radiol. Prot., vol. 37, 2017, p. 883.

## **ОЦЕНКА СТРУКТУРЫ КТ-ИССЛЕДОВАНИЙ ПАЦИЕНТАМ С КОРОНАВИРУСНОЙ ИНФЕКЦИЕЙ НА СТАЦИОНАРНОМ ЭТАПЕ ЛЕЧЕНИЯ**

***Каростик Д.В. (ФГБУ «СПб НИИФ» Минздрава России, СПб ГБУЗ «ПТД №5»),***

***Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева),***

***Соколович Е.Г. (ФГБУ «СПб НИИФ» Минздрава России, ФГБОУ ВО СПбГУ)***

Новый коронавирус (SARS-CoV-2) и вызываемое им заболевание (COVID-19) были впервые обнаружены в городе Ухань, Китай, в декабре 2019 года [1]. В большинстве случаев болезнь проявляется лишь легкими симптомами, но у некоторых пациентов наблюдается тяжелое течение заболевания, приводящее к острому респираторному дистресс синдрому (ОРДС), полиорганной недостаточности и смерти [2].

В диагностике коронавирусной инфекции одно из центральных мест наряду с полимеразной цепной реакцией (ПЦР) и оценкой клинической картины отводится методу компьютерной томографии (КТ) [3]. Метод КТ используется не только с диагностической целью, но и для оценки динамики заболевания [4]. При этом, возросшее число КТ исследований влечет за собой закономерное увеличение дозовой нагрузки на пациентов, что впоследствии может негативно сказаться на риске развития злокачественных образований и лейкемии [5].

Цель исследования – оценка структуры КТ-исследований пациентам с коронавирусной инфекцией на стационарном этапе лечения на примере специализированного стационара.

Исследование было выполнено на базе Санкт-Петербургского научно-исследовательского института фтизиопульмонологии (ФГБУ «СПб НИИФ» Минздрава России) путем ретроспективного анализа медицинских карт пациентов и данных из системы электронного внутрибольничного документооборота и цифровых архивов КТ-изображений

(ПАКС). Всего за период с 14.05.2020 по 25.07.2020 в отделении компьютерной томографии было выполнено 306 КТ-исследований. Все они были проведены пациентам, госпитализированным в институт с диагнозом COVID-19 (U07.1 и U07.2 по МКБ-10). На догоспитальном этапе КТ была выполнена 108 пациентам (61%).

Результаты описательной статистики для выборки пациентов представлены в таблице 1.

Табл.1. Характеристика выборки пациентов.

Группа пациентов	Число пациентов	Возраст*	Мужчины, n (%)	Женщины, n (%)
с КТ на догоспитальном этапе	108	58±14 (27 - 95)	56 (52%)	52 (48%)
без КТ на догоспитальном этапе	66	58±14 (22 – 82)	38 (58%)	28 (42%)
Всего	174	58±14 (22 – 95)	94 (54%)	80 (46%)

\* – данные представлены в формате: среднее ± стандартное квадратичное отклонение (минимум – максимум).

Все исследования были выполнены на томографе Aquilion Prime фирмы Toshiba с использованием типового протокола сканирования органов грудной клетки (ОГК). Параметры протокола представлены в таблице №2.

Табл. 2. Параметры использованного протокола КТ ОГК.

Анодное напряжение, кВ	Экспозиция, мАс	Время вращения трубки, с	Питч фактор	Коллимация	Толщина среза, мм
120	80-200 <sup>1</sup>	0,5	1,388	80*0,5	1,0

<sup>1</sup> – с включенной автоматической модуляцией мАс (уровень стандартный).

Параметры протоколов КТ ОГК индивидуальных пациентов и значение произведения дозы на длину (DLP, мГр\*см) извлекались из цифровых записей в формате DICOM с анонимизацией данных. Расчет эффективных доз был выполнен с использованием программного обеспечения NCICT (США) на базе DLP с учетом области сканирования для каждого пациента. В связи с тем, что детальные данные по КТ исследованиям, выполненным пациентам до госпитализации отсутствовали, были использованы типичные значения эффективных доз для КТ ОГК – 5 мЗв [6, 7].

Статистическая обработка данных была выполнена с использованием программного обеспечения STATISTIKA 10. Различия между выборками определяли с использованием непараметрического теста Краскела-Уоллиса с последующим попарным сравнением тестом Манна-Уитни. Различия считали достоверными с  $p < 0,05$ .

Результаты оценки эффективных доз пациентов для различных КТ-стадий поражения легких при COVID-19 представлены в таблице 3.

Табл. 3. Структура КТ исследований и эффективная доза для различных стадий поражения легких. Данные представлены в формате: среднее (минимум – максимум).

Показатель	Всего	КТ 1	КТ 2	КТ 3	КТ 4
Число пациентов	174	60	84	22	8
Число КТ на догоспитальном этапе	0,6 (0 – 2)	0,7 (0 - 1)	0,6 (0 – 2)	0,5 (0 – 1)	0,3 (0 – 1)
Число КТ в стационаре	1,8 (0 – 4)	1,6 (0 – 3)	1,9 (0 – 4)	1,5 (0 – 3)	2,8 (2 – 4)
Эффективная доза за КТ исследования в стационаре	9,2 (0 – 39,8)	9,5 (0 – 35,2)	9 (0 – 20,5)	5,9 (0 – 17,1)	17,8 (6,4 – 39,8)
Эффективная доза за КТ исследования за весь период заболевания	12,4 (2,4 – 44,8)	13 (5 – 35,2)	12,4 (4,6 – 30,5)	8,2 (2,4 – 17,1)	19 (6,4 – 44,8)

В структуре КТ диагностики не учитывались контрольные КТ, выполняемые после выписки из стационара, так как дальнейшее наблюдение пациентов проводилось за пределами СПб НИИФ. Распределение эффективных доз пациентов по выборкам в зависимости от КТ стадии поражения легких представлено на рисунке 1.

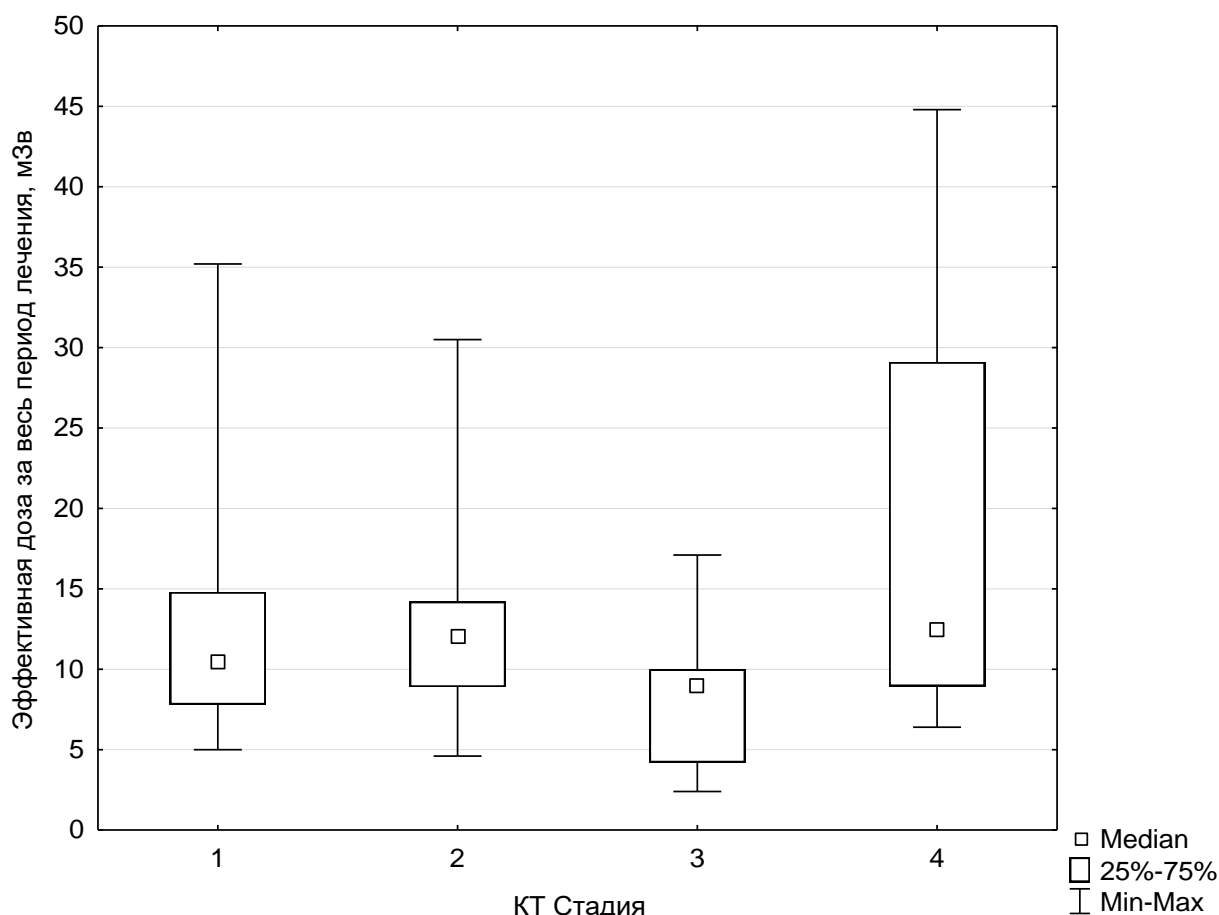


Рис. 1. Распределение эффективных доз для выборок пациентов с различной стадией поражения легких.

Минимальные эффективные дозы наблюдались для пациентов с КТ-стадией 3, максимальные – с КТ-стадией 4 (тест Краскела-Уоллиса и Манна-Уитни,  $p < 0,05$ ). Уровни облучения пациентов со стадиями КТ-1 и КТ-2 достоверно друг от друга не отличались.

Следует отметить, что все КТ-исследования были выполнены с автоматической модуляцией силы тока, при которой сила тока за 1 срез и, как следствие, доза пациента определялись его антропометрическими характеристиками. Таким образом, наличие высоких эффективных доз обусловлено попаданием в выборку большого количества пациентов с индексом массы тела (ИМТ)  $> 30 \text{ кг/м}^2$ . К сожалению, данные по росту и массе тела пациентов не доступны, что не позволяет провести полноценный корреляционный анализ. Данные предположения косвенно подтверждаются при сравнении распределений числа КТ-исследований, выполненных на базе СПб НИИФ (рис. 2).

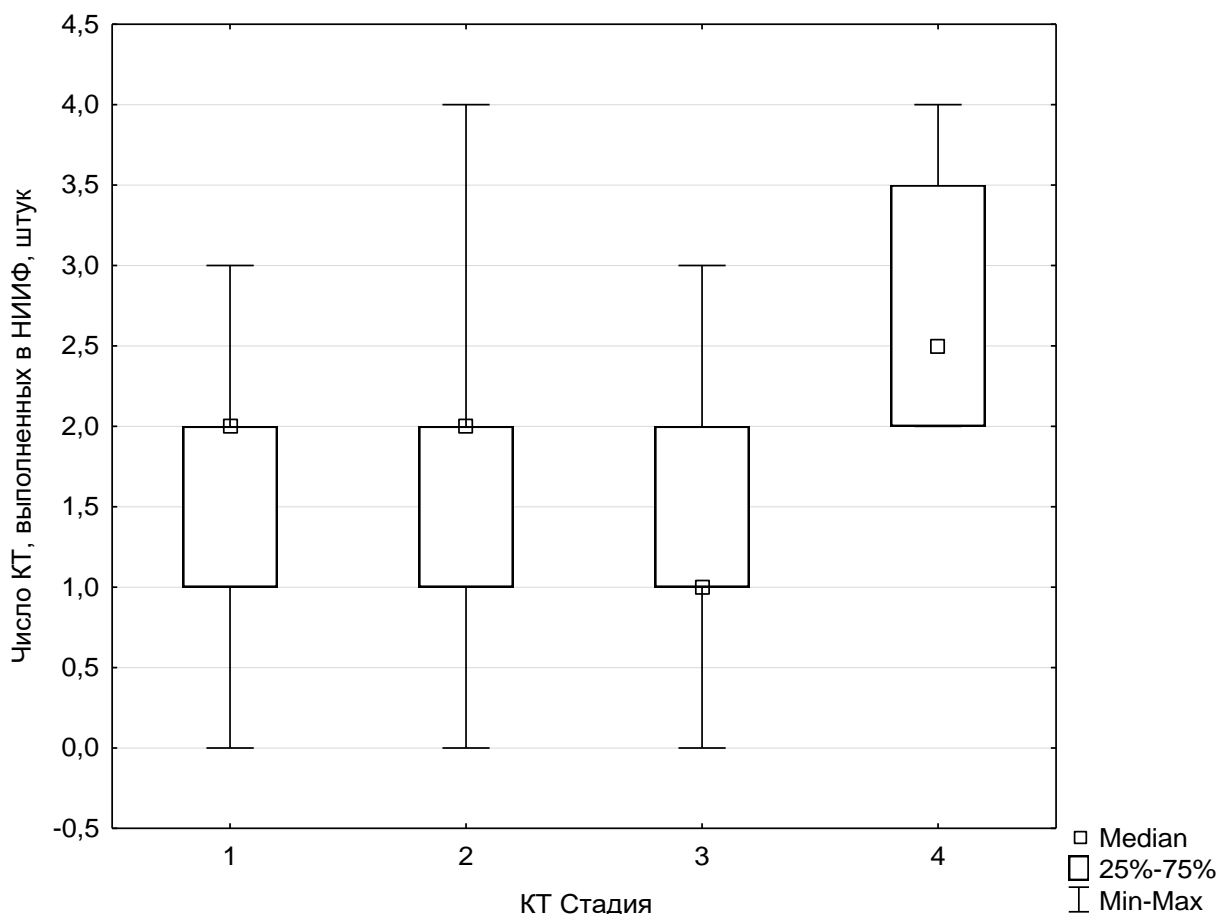


Рис. 2. Распределение числа выполненных КТ-исследований для выборок пациентов с различной стадией поражения легких.

Как следует из рисунка 2, достоверные различия между выборками пациентов со стадиями КТ-1,2,3 отсутствуют. Проведение более двух КТ-исследований при COVID-19 во многом обусловлено необходимостью оценивать динамику состояния пациента. На рисунке 3 приведена серия КТ-исследований пациента С. в качестве примера постепенного прогрессирования заболевания и нарастания поражения легких в динамике. В таких случаях проведение большого числа КТ обосновано, так как нерадиационные риски значительно превышают вероятность развития радиационно-индуцированных патологий через 10-15 лет с момента облучения.

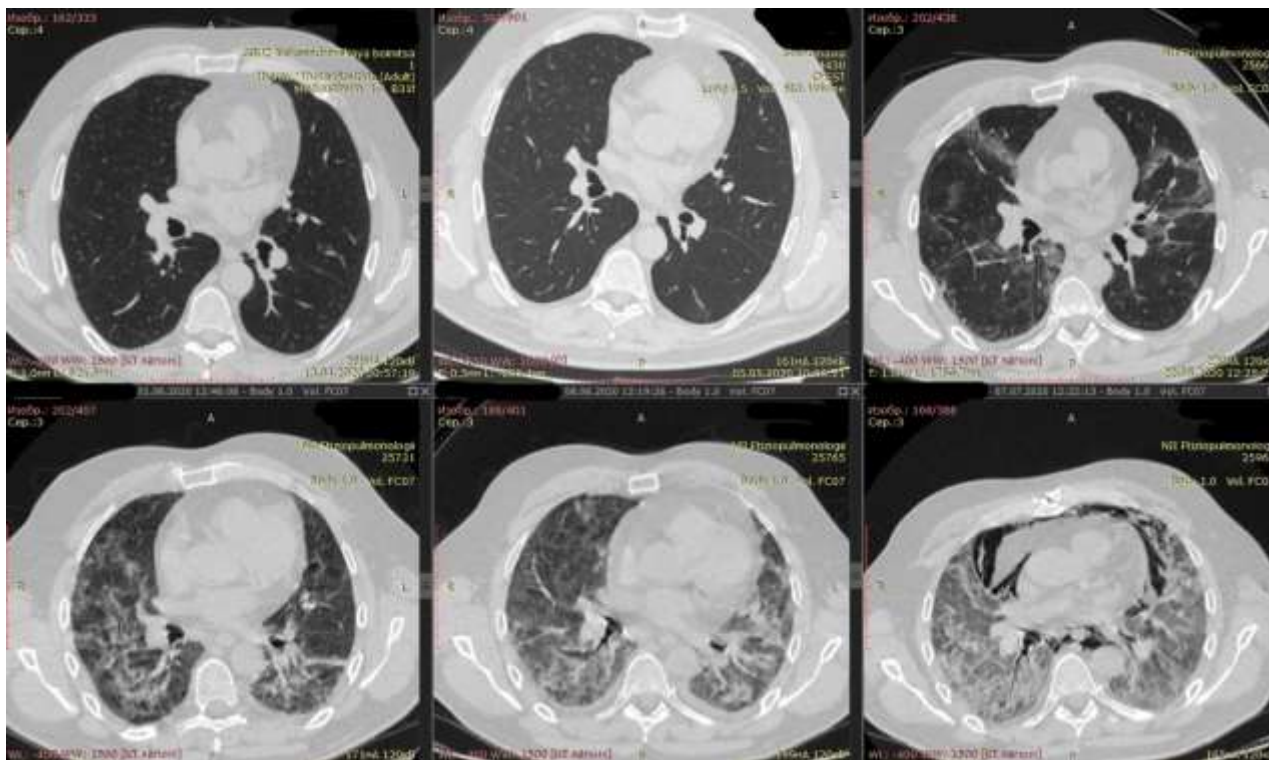


Рис. 3. Серия компьютерных томограмм органов грудной клетки пациента С.

В динамике (слева направо и сверху вниз: 13.04.2020, 15.05.2020, 22.05.2020, 01.06.2020, 08.06.2020, 07.07.2020), аксиальная проекция, легочное окно.

В динамике – значительное прогрессирование в виде нарастания зон уплотнения по типу «матового стекла» с участками консолидации, увеличение объема поражения паренхимы легких с КТ-1 до КТ-4, появление двустороннего гидроторакса и пневмомедиастинума.

КТ-картина двусторонней полисегментарной пневмонии, наиболее вероятно вирусной этиологии. Высокая вероятность COVID-19.

За весь период первой волны COVID-19 было обследовано 174 пациента (306 КТ-исследований). При этом каждому пациенту выполнялось от 0 до 4 КТ-исследований на стационарном этапе лечения. Средняя эффективная доза на пациента за весь период лечения коронавирусной инфекции составила 12,4 мЗв (2,4 – 44,8 мЗв). Анализ выборок пациентов с различными КТ-стадиями вирусной пневмонии показал, что максимальные дозы были определены у пациентов со стадией КТ-4, минимальные – со стадией КТ-3, что объясняется, в первую очередь, антропометрическими характеристиками индивидуальных пациентов. Наибольшее число КТ-исследований было выполнено пациентам со стадией КТ-4; достоверные различия между выборками пациентов со стадиями КТ-1,2,3 отсутствовали. При этом выбор числа КТ-исследований был обусловлен преимущественно динамикой состояния пациента.

#### Литература.

1. Zhu N., Zhang D., Wang W., et al. A Novel Coronavirus from Patients with Pneumonia in China 2019 / N Engl J Med, 2020, vol. 382(8), pp. 727–733.
2. Hamper C.M., Fleckenstein F.N., Büttner L., et al. Submillisievert Chest-CT in patients with COVID-19- experiences of a German level I center / Eur J Radiol Open [published online ahead of print, 2020 Nov. 3], 2020 ; 100283. DOI:10.1016/j.ejro.2020.100283.

3. Министерство здравоохранения Российской Федерации. Временные методические рекомендации профилактика, диагностика и лечение новой коронавирусной инфекции (COVID-19) / Версия 9 (26.10.2020).

4. Zu Z.Y., Jiang M.D., Xu P.P., et al. Coronavirus Disease 2019 (COVID-19): A Perspective from China. / Radiology, 2020.

5. Ghetti C., Ortenzia O., Maddalo M. et al. Dosimetric and radiation cancer risk evaluation of high resolution thorax CT during COVID-19 outbreak /. Phys Med. [published online ahead of print, 2020 Oct. 31], 2020, vol. 80, pp. 119-124, DOI:10.1016/j.ejmp.2020.10.018.

6. Балонов М.И. Научные основы радиационной защиты в современной медицине. Лучевая диагностика. / СПб.: НИИРГ имени проф. П.В. Рамзаева, т. 1, 2019, 320с.

7. Chipiga L.A., Bernhardsson C. Patient doses in Computed Tomography examinations in two regions of the Russian Federation / Rad. Prot. Dos., vol. 169 (1-4), 2016, pp. 240-244.

## **ТЕХНИЧЕСКИЕ ЗАДАЧИ И РЕШЕНИЯ ПРИ РАЗРАБОТКЕ КОМПЛЕКСА ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

*Лобжанидзе Т.К. (АО «НИИТФА»)*

Одним из самых эффективных способов лечения онкологических заболеваний является лучевая терапия [1]. Этот факт подтверждается тем, что порядка 50-60% больных 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.

В АО «НИИТФА» проводятся работы, целью которых является разработка и создание комплекса лучевой терапии, получившего название Оникс, с ускорителем электронов до 6 МэВ для процедур стереотаксической и трехмерной конформной лучевой терапии в статическом и ротационном режиме [2]. Разрабатываемый аппарат позволяет реализовывать все современные методики лечения от 3D конформной до объемно-модулированной лучевой терапии. Основные технические характеристики Оникса приведены в таблице 1.

Табл. 1. Технические параметры Оникса.

<b>№</b>	<b>Параметр</b>	<b>Значение</b>
1	Номинальная энергия ускоренных электронов в терапевтическом пучке	6 МэВ
2	Номинальная энергия ускоренных электронов в диагностическом пучке	2,5 МэВ
3	Размер поля излучения	до 400x400 мм <sup>2</sup>
4	Диапазон вращения гантри	от -185 до +185 градусов
5	Диапазон вращения коллиматора	от -95 до +95 градусов
6	Мощность поглощённой дозы (ГОСТ )	6 Гр/мин (с фильтром) 10 Гр/мин (без фильтра)
7	Количество лепестков МЛК	102/120/160
8	Система рентгеновской визуализации	Наличие
9	Система контроля за дыханием	Наличие

Создаваемое изделие является классическим аппаратом дистанционной лучевой терапии с Г-образным гантри. 3D-модель изделия представлена на рисунке 1.

В качестве прототипа линейного ускорителя электронов использовался ускоритель от мобильного досмотрового комплекса, разработанного в ЛЭУ МГУ. Ускоряющая система выполнена в С-диапазоне, особенностью которой является высокий темп набора энергии, достигающий значения 40 МэВ/м. Это позволило уменьшить длину всей структуры в целом и разместить вертикально без использования поворотных магнитов. Рабочая частота ускоряющей структуры составляет 5712 МГц.

Питание ускоряющей структуры реализуется за счет многолучевого клистрона с реверсной фокусировкой лучей с помощью магнитной системы на основе редкоземельных постоянных магнитов.

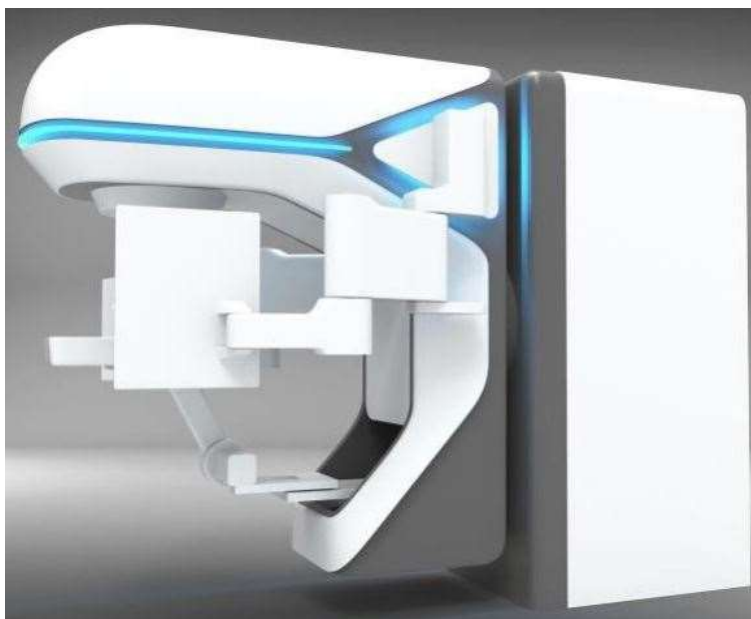


Рис. 1. 3D-модель комплекса дистанционной лучевой терапии Оникс.

Основные компоненты системы коллимации излучения: выравнивающий фильтр, мониторная камера, зеркало, шторки коллиматора, мультилепестковый коллиматор.

Выравнивающий фильтр позволяет создавать пучок, мощность дозы от которого на уровне изоцентра равномерна. Мониторная камера используется для контроля таких дозиметрических характеристик излучения, как доза, мощность дозы, симметричность. Зеркало позволяет проецировать через всю системы коллимации световой поток и тем самым на выходе проецируется форма аналогичная форме излучения после коллиматора. В качестве материала зеркала используется полиимидная алюминизированная пленка. Шторки коллиматора используются для формирования квадратных полей излучения и минимизации утечек через мультилепестковый коллиматор (МЛК). МЛК предназначен для формирования поля излучения под границы облучаемой мишени.

С целью верификации положения пациента в Ониксе используется система рентгеновской визуализации. Основная задача данной системы – получение проекционных и томографических изображений. В качестве источника излучения используется рентгеновский аппарат, позволяющий генерировать излучение с максимальной энергией в диапазоне от 80 до 140 кэВ. Регистрация излучения происходит с использованием плоскопанельного детектора рентгеновского излучения Varex PaxScan 4343 DXV.

Основные характеристики системы представлены в таблице 2.

Табл. 2. Основные характеристики системы рентгеновской визуализации.

№	Параметр	Значение
1	Поле обзора	450 мм
2	Длина сканирования	200 мм
3	Высококонтрастное разрешение	0,5 – 1,0 п.л./мм
4	Шум	±50 ед. Хаунсфилда
5	Матрица реконструкции	до 512x512

В процессе создания системы рентгеновской визуализации были разработаны различные алгоритмы коррекции проекционных изображений, позволяющие учитывать такие особенности плоскостного детектора, как темновой сигнал, остаточный сигнал, неравномерность усиления и битые пиксели [3, 4]. Проводились исследования по изучению функции рассеяния точки для разрабатываемой системы визуализации [5].

Для получения томографических изображений был разработан и реализован алгоритм трёхмерной реконструкции – итерационный модифицированный метод наименьших квадратов.

Выполнение алгоритма распараллеливается путем логического разделения изображений проекций объема на горизонтальные полосы. Для каждой полосы расчеты идут параллельно. Алгоритм обеспечивает высокую скорость работы за счёт распараллеливания и оптимизации и быструю сходимость, обладает большой гибкостью, не требует большого объема памяти. Скорость обработки одной проекции размером 1024x1024 пикселя и 16 бит на пиксель, при размере объёма реконструкции 512x512x512 составляет порядка 60 мс на видеокарте NVIDIA GeForce GTX TITAN X. При скорости получения изображений с частотой 15 Гц, что соответствует времени порядка 67 мс, обработка текущего изображения происходит пока идёт процесс получения следующего изображения. Особенности работы алгоритма и его быстродействие позволяет обрабатывать проекции в процессе их получения и тем самым минимизировать время ожидания конечного результата оператором.

Применение итерационного метода наименьших квадратов с использованием параметров регуляризации и адаптивной релаксации, метод обеспечивает существенное снижение проявления артефактов реконструкции, которые возникают в областях реконструируемого образа, близких к границам сред с существенно различной плотностью (например, металл и неметалл или внутренние полости объекта). Положительный эффект достигается за счёт учета в расчётах динамической оценки величины достоверности значения вокселя. Воксели, потенциально формирующие артефакты, приобретают после ряда итерационных шагов более низкую оценку достоверности значения, и их значения в дальнейшем менее интенсивно изменяются, что позволяет эти значения стабилизировать и в значительной степени устранить артефакт или не допустить формирование артефакта (рис. 2).



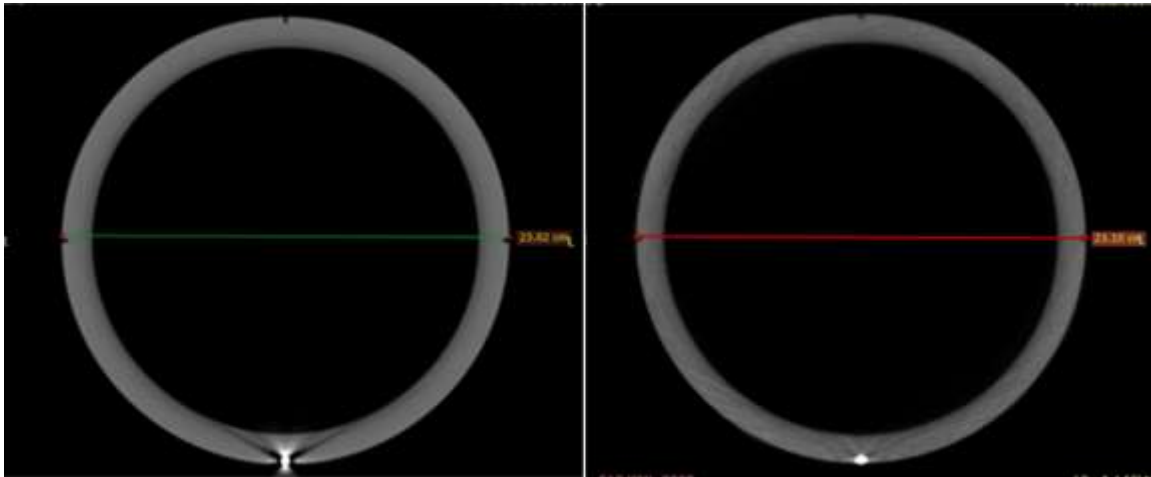


Рис. 2. Томографические изображения цилиндра с металлическим шариком: слева – изображение без коррекции; справа – изображение с коррекцией на металлический объект.

Пример реконструированного изображения на математических данных представлен на рисунке 3. В качестве исходных данных использовались смоделированные проекционные изображения, получаемые при проецировании цилиндрического фантома со вставками различной плотности.

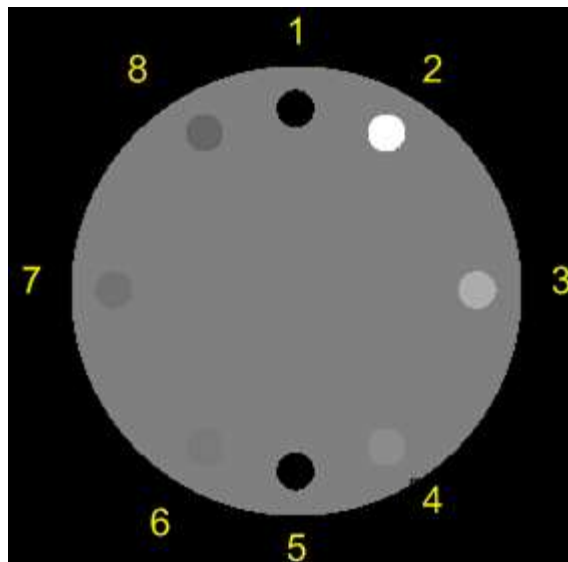


Рис. 1. Сечение модельного фантома с 8 вставками различной плотностью.

Оценка качества изображений определялась по следующим параметрам:

- значение КТ-единиц в областях с разными вставками;
- среднеквадратичное (СКО) отклонение в областях с разными вставками;
- значение КТ-единиц в центральной области изображения;
- среднеквадратичное отклонение в центральной области изображения.

В таблице 3 приведены значения СКО в ед. Хаунсфилда в областях с разными вставками в зависимости от количества проекций.

Табл. 3. Зависимость значения СКО в ед. Хаунсфилда в областях на изображении от количества проекций.

№	Область	Номинальное значение ед. Хаунсфилда	СКО		
			Количество проекций 45	Количество проекций 90	Количество проекций 180
1	Вставка 1	-1000	48	15	4,6
2	Вставка 2	1000	44	16	5,5
3	Вставка 3	350	42	15	4,5
4	Вставка 4	100	52	15	4,5
5	Вставка 5	-1000	58	15	4,4
6	Вставка 6	-50	44	16	5,1
7	Вставка 7	-100	41	15	5,2
8	Вставка 8	-200	41	16	4,9
9	Центр	0	50	20	5,7

Одной из проблем системы рентгеновской визуализации является необходимость консольного крепления рентгеновской трубки и детектора, это приводит в свою очередь к значительной деформации конструкции, которая может вносить существенные искажения в проекционные изображения. С целью учета данного эффекта был разработан и реализован метод определения отклонения от траектории движения рентгеновской трубки и детектора.

Метод основывается на получении проекции фантома с расположенными по спирали металлическими шариками. За счет наличия информации о положении шариков в пространстве определяется траектория движения рентгеновской трубки и детектора. Реализованный метод позволяет оценивать смещения с точностью порядка 0,5 мм. Особенностью алгоритма является возможность определения смещения рентгеновской трубки по всем трём направлениям, а для детектора определяются не только смещения, но и повороты.

Оникс оснащается системой портальной визуализации, позволяющий регистрировать излучение от ускорителя. Система имеет возможность работать в двух режимах – визуализации и дозиметрия.

В режиме визуализации регистрируется изображение в двух энергиях – 2,5 и 6 МэВ. Использование энергии 2,5 МэВ обусловлено возможностью получать более контрастные изображения. В режиме дозиметрии оцениваются параметры пучка излучения, при этом детектор автоматически смещается в позицию изоцентра, что позволяет захватить всё поле излучения.

Для верификации положения пациента был разработан комплекс программного обеспечения, позволяющий проводить совмещение различных типов изображения при их различной комбинации. Между собой могут совмещаться изображения с разной модальностью (кВ и МВ) и разного типа (2D и 3D).

Оникс оснащается системой контроля дыхания пациента. Данная система позволяет более точно облучать мишени, движущиеся в процессе дыхания. Принцип работы системы основан на использовании двух RGBD датчиков, позволяющих сканировать поверхность пациента и оценить смещение выбранной области интереса в пространстве. Регистрация смещения грудной клетки во времени позволяет строить взаимосвязь с фазой дыхания.

Работа подготовлена в рамках выполнения соглашения между Минобрнауки России и АО «НИИТФА» о предоставлении субсидии от 03.10.17г. № 14.582.21.0011 «Создание и передача на клинические испытания образца импортозамещающего комплекса лучевой терапии на базе инновационного оборудования (6 МэВ ускорителя и конусно-лучевого томографа)». Уникальный идентификатор соглашения RFMEFI58217X0011.

Литература.

1. Хмелевский Е.В., Каприн А.Д. Состояние радиотерапевтической службы России: сравнительный анализ и перспективы развития / Онкология. Журнал им. П.А. Герцена, т. 6, № 4, 2017, 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, т. 125, № 5, 2018, с. 292-296.

3. Авакян А.К., Завестовская И.Н., Лобжанидзе Т.К. и др. Цифровые плоскопанельные детекторы в медицинских системах визуализации / Краткие сообщения по физике ФИАН, т. 45, № 11, 2018, с. 43-49.

4. Авакян А.К., Дергачева И.Л., Еланчик А.А. и др. Учет остаточного сигнала плоскопанельного детектора в системе конусно-лучевой компьютерной томографии / Медицинская техника, № 3, 2020, с. 17-21.

5. Авакян А.К., Дергачева И.Л., Еланчик А.А. и др. Методика определения функции рассеяния точки для цифровой радиографической системы / Атомная энергия, т. 127, № 5, 2019, с. 280-284.

## **НОВЫЕ И МОДЕРНИЗИРОВАННЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ АО «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН» ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ, СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА И ТЕРАПИИ (2020 Г.)**

***Баклин А.С., Оголенко В.Р., Шнекторова Н.Ю., Парфирьев С.А., Беспалов С.Н.,  
Куликов Н.А. (АО «Светлана-Рентген»)***

Во время изготовления рентгеновских приборов необходимо учитывать все нюансы сложного электровакуумного производства. За прошедший год была проведена работа по улучшению качества выпускаемых рентгеновских трубок (далее – «РТ»), в том числе, работа над качеством обработки деталей и над точностью их изготовления. Проводился поиск наиболее чистых и качественных материалов и оптимизация процессов сборки и улучшения конструкций РТ. Были разработаны новые приборы и модернизировались старые конструкции для их соответствия нынешним потребностям заказчиков [1].

### **Импульсная трубка для медицины.**

Для медицинских задач по заказу ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» была разработана трубка с номинальным напряжением 120 кВ и током трубки 0,5 мА для получения снимков за время не более 1 секунды при фокусном пятне 100 мкм. Данная трубка имеет возможность изменения размеров фокусного пятна до 30 мкм. В связи с этим планируется возможность ее использования для решения задач проверки электронной компонентной базы.

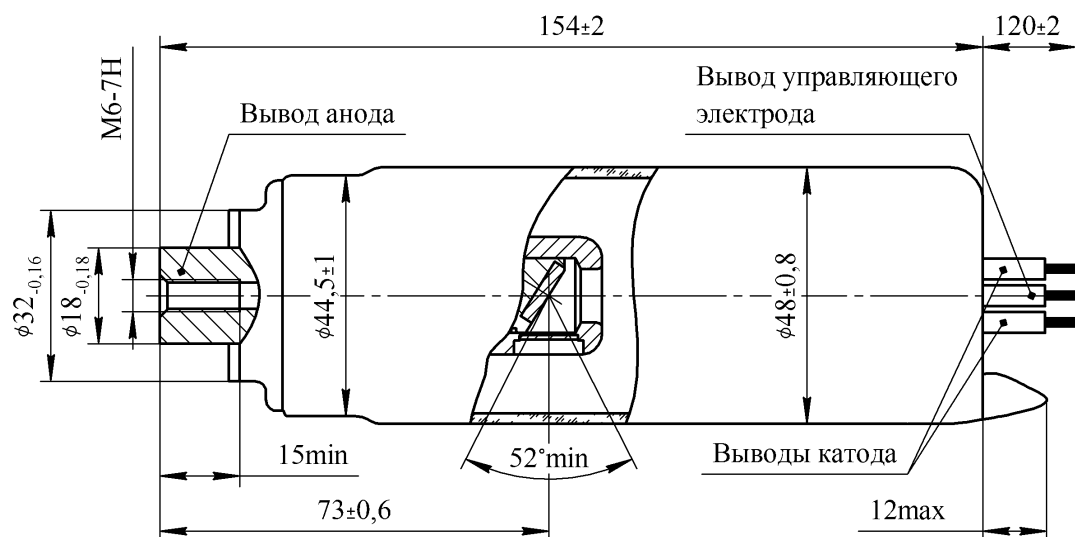


Рис. 1. Рентгеновская трубка 0,06БДМ40-120.

### Трубка для спектрометрических задач.

В конце 2019 года АО «Светлана-Рентген» получила интересную задачу 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 напряжений от 10 кВ до 50 кВ с мощностью 50 Вт. Несмотря на то, что основной период разработки трубки выпал на время серьезных ограничений в связи с распространением коронавируса COVID-19, наш завод смог разработать и изготовить, в тесном сотрудничестве с представителями заказчика, данную трубку. РТ прошла все необходимые испытания на территории АО «Светлана-Рентген» и сейчас ожидает проведения исследований на предприятии АО «ИЦ «Буревестник»».

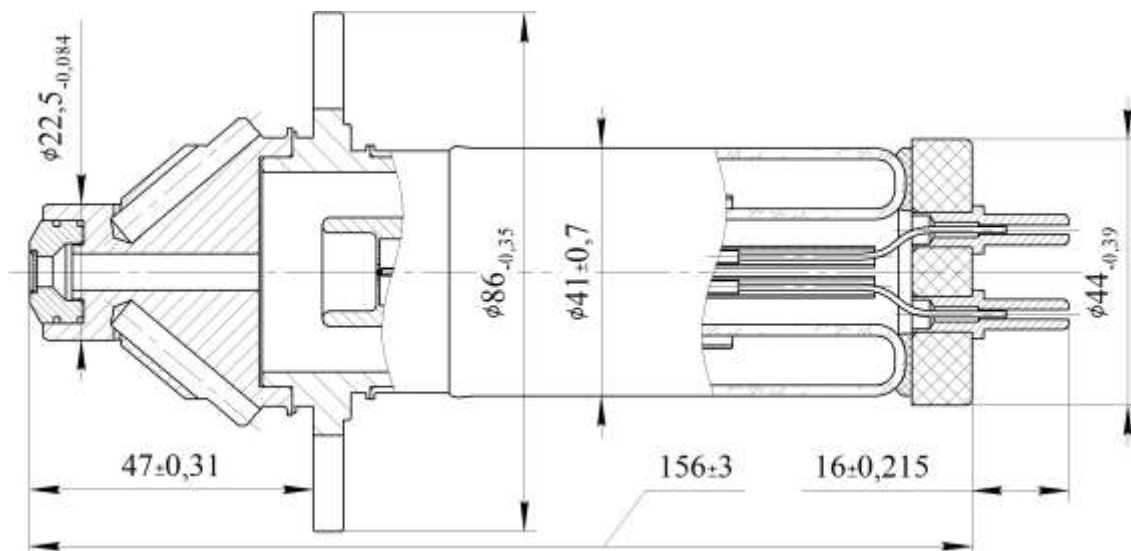


Рис. 2. Рентгеновская трубка 0,05БХ20-Сr.

### Рентгеновские трубки с массивным анодом.

В целях улучшения качества продукции была проведена работа по оптимизации конструкции РТ 0,8БПМ55-160. После осуществленной исследовательской работы была получена конструкция, выдерживающая повторно-кратковременные воздействия высокого

напряжения до 220 кВ и высокостабильную работу с критерием не более 2 разрядов за 100 часов при номинальном напряжении. У трубки был оптимизирован размер эффективного фокусного пятна до 1,0x1,0 мм, что позволяет прибору функционировать в непрерывном режиме при 500 Вт, а в повторно-кратковременном – при 800 Вт (0,8БПМ76-160), и при размере фокусного пятна 0,6x1,0 мм, в непрерывном режиме 200 Вт или при 500 Вт с охлаждением маслом не менее 4 литров в минуту (0,2БПМ74-160). Номинальное рабочее напряжение в непрерывном режиме до 160 кВ. Также трубка подтвердила стабильную работу в длительном режиме на 180 кВ. Угол раствора рабочего пучка в плоскости перпендикулярной оси трубки  $80^\circ$  и в плоскости параллельной оси трубки  $60^\circ$ . Данная РТ предназначена, в первую очередь, для установки в досмотровые комплексы.

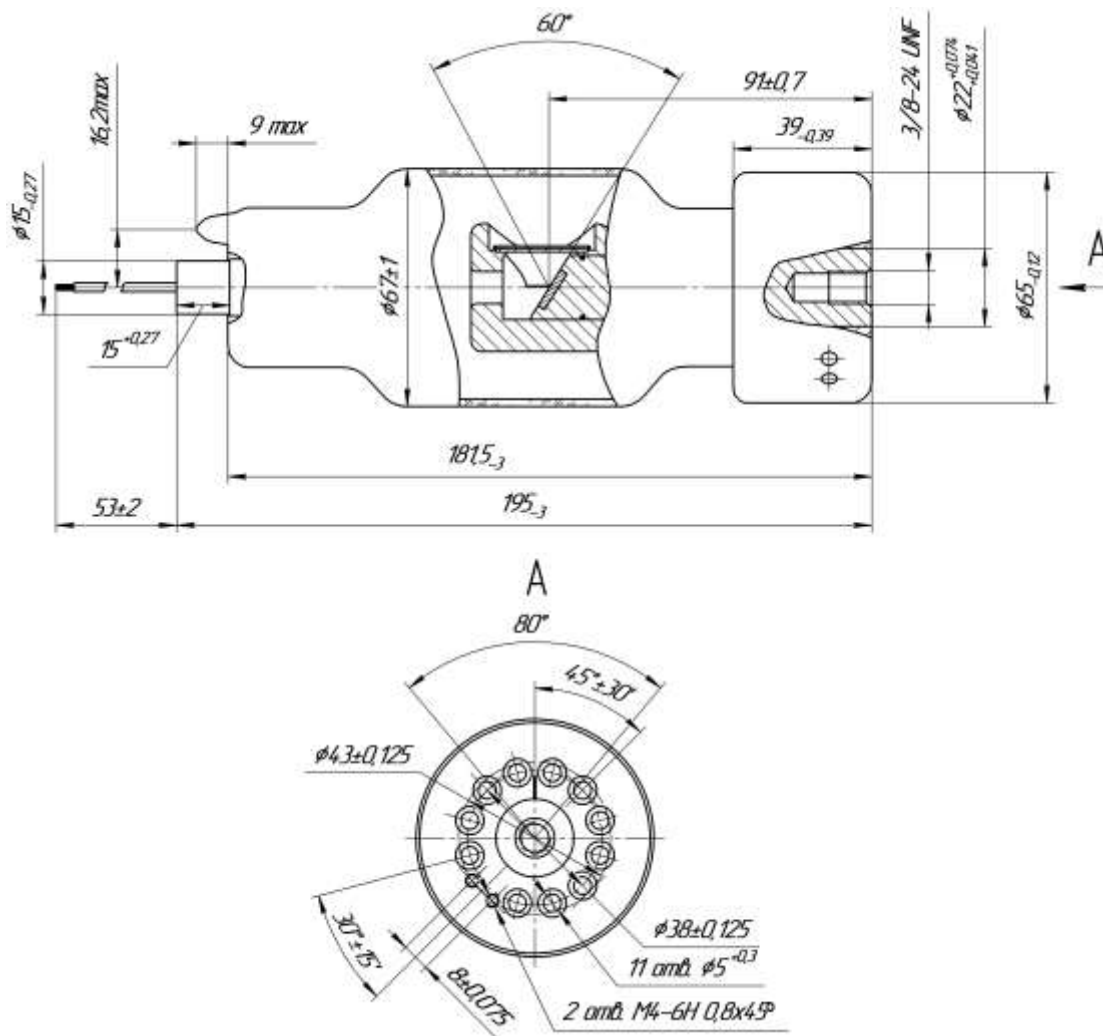


Рис. 3. Рентгеновская трубка 0,8БПМ76-160.

### Рентгеновские трубки с вынесенным анодом.

С целью получения изображения предметов, представляющих опасность и находящихся в скрытых полостях транспортных средств и помещений, была разработана РТ 0,09БПК30-90 с вынесенным массивным анодом для компании «Флэш Электроникс». В последствии конструкция трубки была доработана для уменьшения габаритов и получения меньшего размера фокусного пятна (0,1 мм на 0,3 мм). На основе моноблока рентгеновского аппарата, выполненного по схеме с заземленным анодом, на постоянном напряжении, изготавливаются ручные рентгеновские сканеры с полуавтоматической развёрткой, которые

полностью справляются с поставленными задачами. Данная трубка имеет функционал, позволяющий менять размер фокусного пятна.

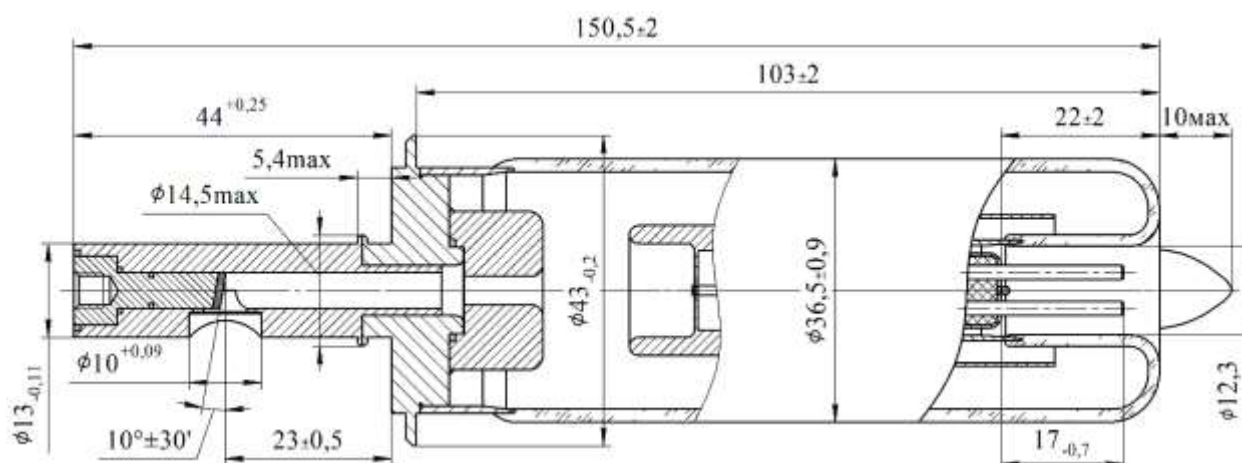


Рис. 4. Рентгеновская трубка 0,09БПК30-90 2 конструктивного исполнения.

РТ 0,15БТМ2-50 предназначена для нового вида рентгеновской терапии, используемого при полостных операциях, в частности, при операциях на женской груди при онкологии. Особенностью данной трубки является достаточно тонкий (диаметр не более 11 мм) трёхсекционный вынесенный прострельный анод с мишенью, который позволяет подводить источник рентгеновского излучения максимально близко к облучаемому объекту (тканям). Первая секция – это протяжённая стальная труба с фланцем. Вторая секция – это керамический изолятор. Третья – сферическая мишень, состоящая из бериллиевого колпачка, на внутреннюю поверхность которого нанесено покрытие из вольфрама. Такая конструкция позволяет разделить анодный ток на части (составляющие), одна из которых (ток мишени) отвечает за генерацию рентгеновского излучения. Подобное разделение анодного тока позволяет стабилизировать непосредственно ток мишени, а, следовательно, стабилизировать дозу рентгеновского излучения. Диапазон напряжений до 50 кВ и мощность трубки в повторно-кратковременном режиме до 150 Вт предоставляет огромный спектр возможностей использования данной РТ в терапии. Например, значительно снизить время, с 40 минут до 1 минуты, обработки прооперированных тканей.

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

Успешное применение оборудования и данной РТ подтверждено тысячами проведённых операций с положительными результатами.

В 2018 году данной разработкой заинтересовались представители отечественной медицины, и для российских врачей была разработана трубка, имеющая другой конструктив, позволяющий значительно расширить применяемость данного метода терапии и сейчас интенсивно осуществляется разработка отечественного аппарата для проведения полостных облучений. Силами кафедры электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ» изготовлен опытный образец рентгеновского аппарата OncoRobot для передачи его Клинической больнице №122 им. Л.Г. Соколова.



Рис. 5. Фото рентгеновской трубки 0,15BTM2-50 3 конструктивного исполнения.

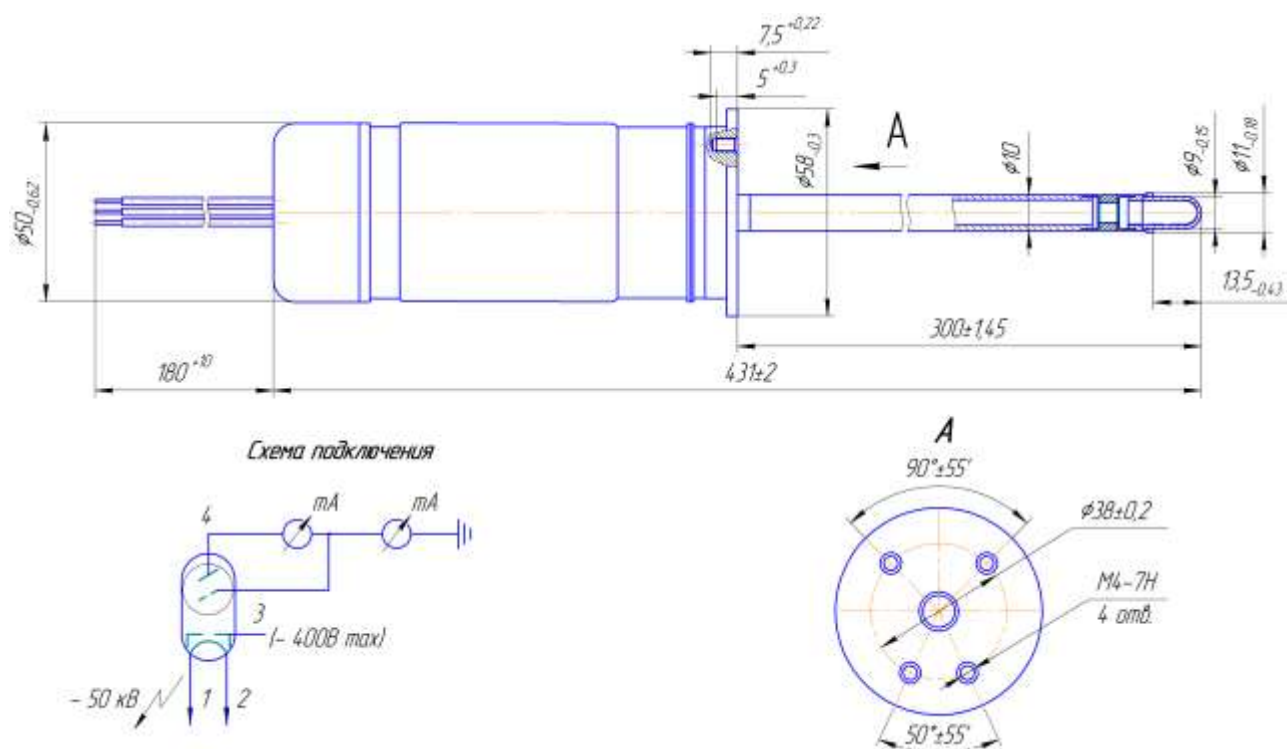


Рис. 6. Рентгеновская трубка 0,15BTM2-50 3 конструктивного исполнения.

### Серия БУК и РБК.

Продолжается выпуск, расширяется перечень и проводится модернизация рентгеновских ускорительных бетатронных камер, выпускающихся серийно и используемых в бетатронах отечественного (НПФ ООО «Фотон», г. Томск) и зарубежного (Smiths Detection, Германия) производства. Данный тип приборов является уникальным и применяется для досмотра и при контроле крупногабаритных объектов, а также при дефектоскопии. Энергии ускоренных электронов лежат в диапазоне от 3 до 10 МэВ. Данные устройства успешно используются в России, а также получили широкое распространение в таких странах, как: Китай, Индия, Германия, Великобритания и США.

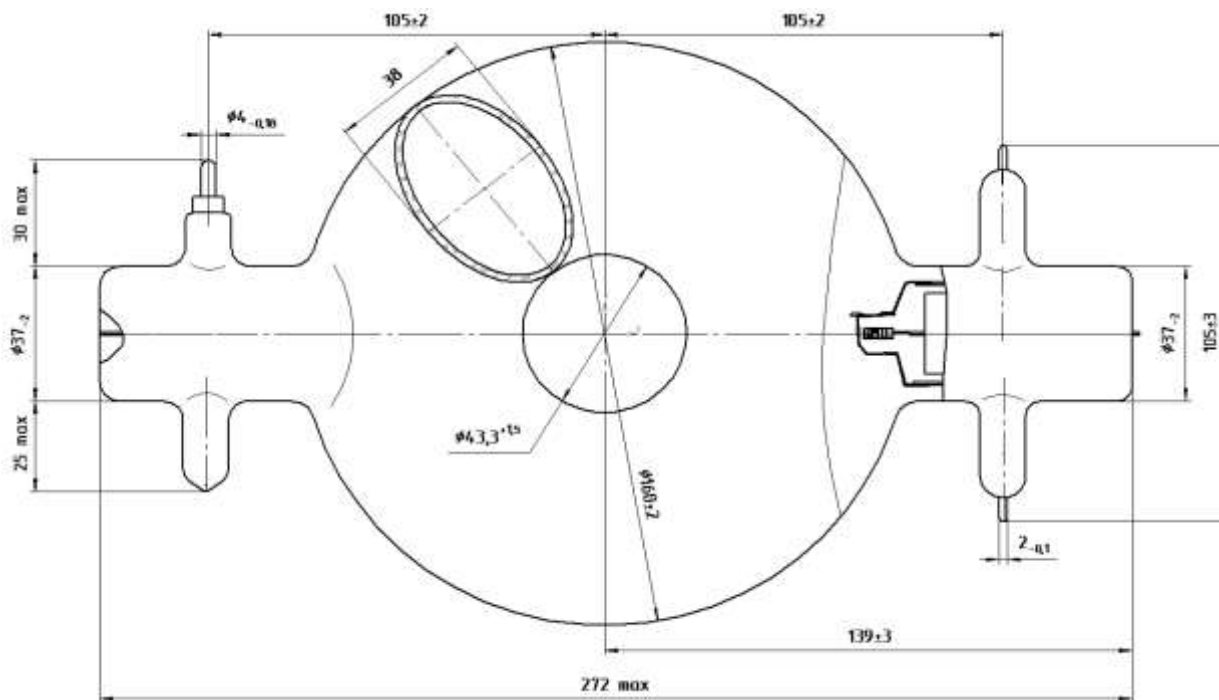


Рис. 7. Ускорительная камер РБК18-3.

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>.

## **ЧЕТВЕРТОЕ ПОКОЛЕНИЕ ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ДЕТЕКТОРОВ**

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

На начальном этапе развития цифровой рентгенотехники использовались аналоговые детекторы с устройствами цифровой памяти (первое поколение). Одними из первых разработанных для цифровой рентгенографии были детекторы с запоминающим фотостимулируемым рентгеновским экраном (CR-технология), которые широко использовались в рентгеновских аппаратах с момента их разработки фирмой «Fuji Medical» (Япония) в течение нескольких десятилетий и продолжают использоваться сегодня (второе поколение).



С конца девяностых годов прошлого века их начали постепенно вытеснять плоскопанельные детекторы, которые в настоящее время занимают большую часть рынка. Ведущие в CR-технологии фирмы «Fuji Medical», «Kodak», «Agfa» и др. параллельно разработали свои плоскопанельные детекторы. Разработки и совершенствования плоскопанельных детекторов продолжаются. Их разновидности удовлетворяют потребностям цифровых аппаратов всех классов: рентгенографических, рентгеноскопических и универсальных (третье поколение).

На смену существующим плоскопанельным детекторам приходят также плоскопанельные детекторы, работающие в режиме счёта фотонов (четвёртое поколение) [1-4]. Они открывают принципиально новые возможности в рентгенотехнике. Их разработкой занимаются многие страны под эгидой CERN. Это многофункциональные детекторы, частным случаем применения которых является рентгенотехника. Они состоят из пиксельного плоского детектора, соединённого со считывающим чипом с энергетическим разрешением.

Существующие модели с энергетическим разрешением Medipix, Timerix и др. совместимы с разными сенсорными материалами, оптимизированы для разных энергетических диапазонов и регистрируют до нескольких миллионов фотонов на пиксел в секунду.

Для большинства моделей базовым является модуль с числом пикселей 256 на 256 и размерам пиксела 55 мкм. В последнее время стала доступной технология сквозных отверстий, благодаря которой модели можно стыковать с четырёх сторон, что позволяет собирать бесшовный детекторы большой площади.

Потенциальные возможности детекторов четвёртого поколения заключаются в возможности детектирования всей информации, содержащейся в рентгеновском изображении перед детектором, то есть, фактически, эти детекторы близки к идеальным.

Идеальный рентгеновский детектор должен регистрировать каждый падающий на него информативный фотон и давать информацию без ошибок и искажений о его пространственном положении, энергии и времени поступления. Кроме того, идеальный детектор должен иметь достаточный для неискажённого детектирования динамический диапазон.

Детекторы счёта фотонов превосходят существующие детекторы по всем информационным параметрам: максимизируют чувствительность, пространственную, временную и градиционную разрешающую способность. Они позволяют визуализировать спектральную информацию, которая недоступна предыдущим поколениям детекторов.

Обзор литературы показывает, что уже в третьем десятилетии нашего века детекторы четвёртого поколения будут использоваться в рентгеновских аппаратах.

#### 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 readout chip allowing spectroscopic imaging / J. Instrum. 8, 2013. C02016, DOI: 10.1088/1748-0221/8/02/C02016.

## РАЗРАБОТКА ДАТЧИКА ДОЗЫ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

*Клонов В.В., Ларионов И.А., Бессонов В.Б., Бакшеев И.К. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Для рентгеновских исследовательских и диагностических комплексов актуально применение специализированных датчиков излучения, позволяющих как оценивать стабильность излучения в реальном времени, так и осуществлять измерения поглощенной дозы.

На рисунке 1 представлена схема проведения исследования. Предварительно в рентгенозащитной камере, в которой будет проводиться исследование, осуществляется калибровка датчика дозы без объекта. Для этого запускается излучение с требуемыми параметрами. После выхода на режим и стабилизации мощности выходного излучения производится калибровочное измерение мощности дозы излучения. В дальнейшем полученные данные будут использоваться в качестве опорного значения для вычисления поглощенной дозы. Затем в рентгенозащитную камеру помещается объект, непосредственно под ним располагается датчик дозы излучения. Поскольку был осуществлен процесс калибровки, расположение источника и датчика дозы, а также параметры выходного излучения должны оставаться неизменными. После выхода рентгеновского аппарата на режим и стабилизации параметров рентгеновского излучения датчик начинает процесс накопления данных о мощности дозы излучения, прошедшего через объект исследования. Итоговое значение поглощенной дозы оценивается как разность калибровочной и полученной мощностей.

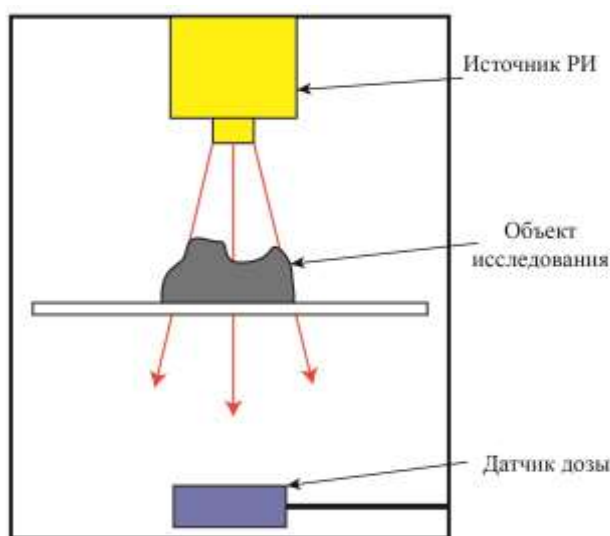


Рис. 1. Схема проведения исследования.

Для измерения мощности дозы рентгеновского излучения был выбран метод непрямого преобразования. Рентгеновское излучение попадает на слой люминофора, расположенного над фоточувствительным элементом, который преобразует яркость свечения люминофора в электрический сигнал. Уровень этого сигнала, который пропорционален мощности излучения, обрабатывается микропроцессорным устройством и накапливается в памяти со строго фиксированным интервалом. Суммарно накопленное значение яркости свечения люминофора в единицу времени интерпретируется как мощность дозы рентгеновского излучения, попавшего на датчик. В качестве фоточувствительного элемента был использован кремниевый фотоэлектронный умножитель (рис.2). Использование ФЭУ значительно повысило чувствительность прибора и позволило расширить возможности проведения исследований.

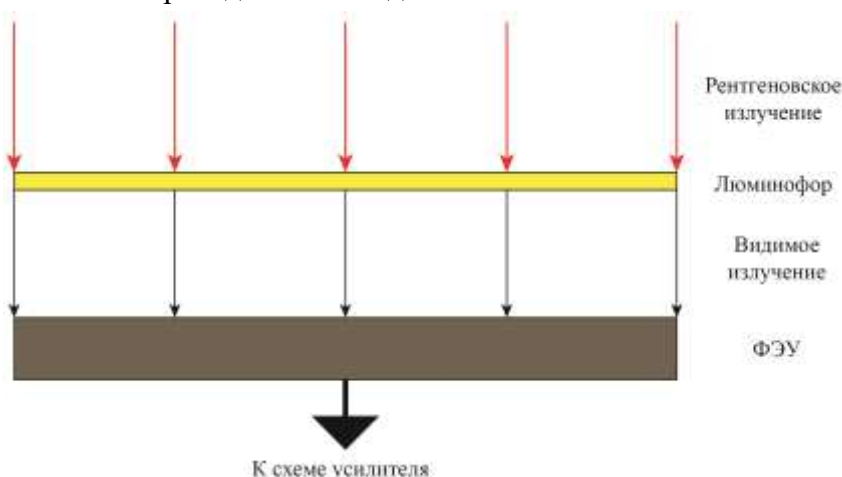


Рис. 2. Схема непрямого преобразования рентгеновского излучения, применяемая в разработанном устройстве.

На рисунке 3 представлена блок-схема внутреннего устройства датчика дозы рентгеновского излучения. Поступивший с ФЭУ сигнал через усилитель поступает на микроконтроллер, который в непрерывном режиме его измеряет и накапливает во внутренней памяти. Частота выборки измерения мощности излучения значительно превосходит необходимую для вычисления мощности дозы. Все промежуточные значения используются для увеличения точности накапливаемых данных (определенное количество измеренных микроконтроллером значений усредняется и используется для вычисления мощности дозы). Полученные данные с помощью цифрового интерфейса передаются на устройство сбора данных.



Рис. 3. Блок-схема датчика дозы рентгеновского излучения.

Устройство сбора и индикации данных расположено на передней панели камеры и осуществляет сбор данных с датчика дозы. На рисунке 4 представлена схема взаимодействия между ними. Для взаимодействия между узлами используется интерфейс UART ввиду его простоты и небольшого количества требуемых физических линий передачи данных, что повышает надежность системы.

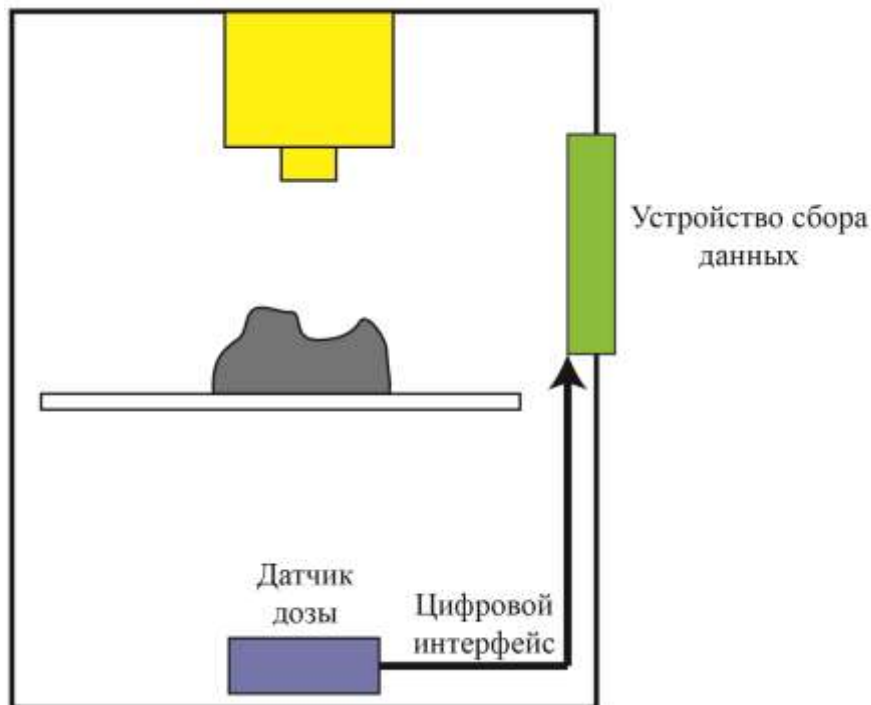


Рис. 4. Схема взаимодействия между датчиком дозы рентгеновского излучения и устройством сбора и индикации данных.

Итоговый вид разработанного датчика дозы представлен на рисунке 5. Устройство монтируется в специализированном боксе, обеспечивающим полную световую изоляцию, что позволит снизить темновую засветку ФЭУ и расширить динамический диапазон измерений датчика. Сам ФЭУ расположен на определенном удалении от остальной схемы для реализации свинцовой защиты электроники, в частности микроконтроллера, срок службы которого может значительно снизиться под постоянным воздействием рентгеновского излучения, и прочих полупроводниковых компонентов, характеристики которых могут деградировать со временем.

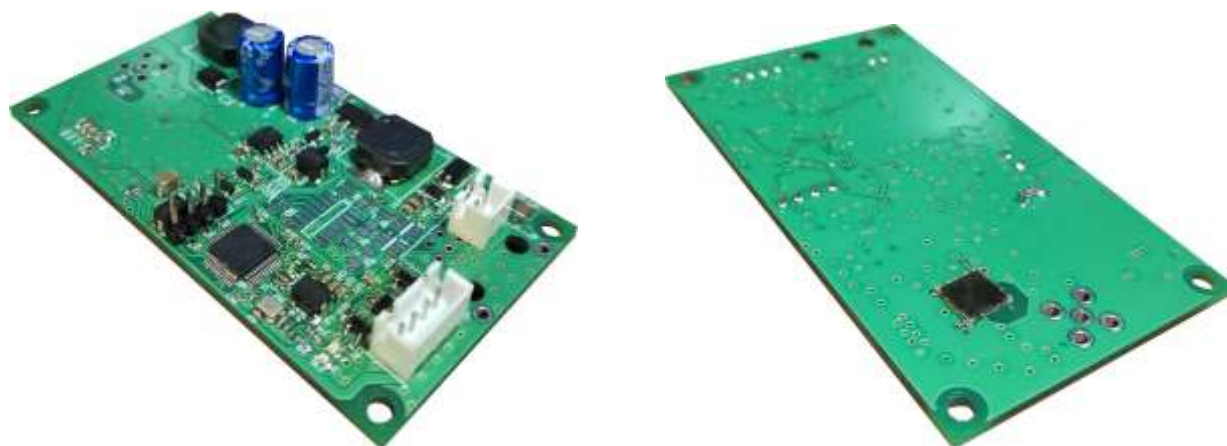


Рис. 5. Внешний вид датчика дозы рентгеновского излучения.

Разработанное устройство было протестировано в лабораторных условиях. На данный момент осуществляется всесторонняя его проверка непосредственно в составе рентгеновского комплекса.

В дальнейшем возможно применение разработанного устройства в составе установки для рентгеновской компьютерной томографии. В процессе томографии важным параметром является стабильность генерируемого излучения, поскольку она непосредственно влияет на качество получаемых проекционных данных (для качественной реконструкции проекционных данных, получаемые изображения должны быть максимально близки по интенсивностям, что практически невозможно при колебании параметров генерируемого излучения). Для контроля стабильности излучения может быть применен разработанный датчик дозы. В таком случае датчик располагается внутри рентгенозащитной камеры томографической системы и может позволить контролировать значение текущей экспозиционной дозы. На основе изменения уровня экспозиционной дозы можно судить о изменении параметров рентгеновского излучения и определять необходимо ли повторять получение конкретной угловой проекции исследуемого объекта.

В предложенном применении может быть реализована связь с персональным компьютером посредством интерфейса RS-232 с определенной доработкой протокола обмена данными с платой датчика. Реализованный на основе доработанного протокола инструмент управления датчиком может быть внедрен в общую программу для управления томографической системой. На основе получаемых от датчика значений текущей дозы, программа управления установкой может автоматически определять необходимость повторного получения определенной проекции и изменять для этого текущие параметры рентгеновского излучения для выравнивания значения экспозиционной дозы. Полученный набор проекционных данных с равной экспозиционной дозой должен позволить повысить качество томографических исследований и, в частности, качество результатов томографической реконструкции.

## **ОБ ОБРАБОТКЕ РЕНТГЕНОВСКИХ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ПРОЕКЦИЙ, СОБРАННЫХ В РАЗНЫХ СХЕМАХ**

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

С 1971 года, когда на рынке появился ЕМІ сканер, работы по оптимизации аппаратной части рентгеновских томографических комплексов не прекращались ни на один день. Постоянно совершенствуются источники рентгеновского излучения (ярче, стабильнее, и т.д.), регистрирующие устройства (повышается чувствительность, разрешение и т.д.), предлагаются новые геометрические схемы и режимы регистрации проекций. Но еще один узел томографического комплекса – это вычислитель, реализующий кроме запуска измерений и контроля над ними [1], предобработку собранных проекций, реконструкцию 3D цифрового изображения объекта, его обработку и анализ. В данной работе представлены математические подходы к работе с томографическими проекциями, собранными в разных схемах, как основа реализующих реконструкцию алгоритмов. Под словами схема в работе

понимается монохроматическое или полихроматическое сканирование проводилось, какого типа сигнал регистрировался (трансмиссионный, флуоресцентный, фазовый контраст), устанавливался ли оптический элемент в оптический путь.

Если проекции собираются в трансмиссионном монохроматическом режиме, то независимо от реализованной в приборе схемы их сбора, задача реконструкции сводится к задаче обращения преобразования Радона (после коррекции проекций с учетом нестабильности узлов томографа). Такой режим можно считать штатным на источниках синхротронного излучения, но, по причине невысокой яркости лабораторных источников, что влечет за собой увеличение времени сбора проекций после установки монохроматора в оптический путь, лабораторно он реализуется в основном не в промышленных томографических комплексах, а в исследовательских лабораториях [2]. Однако, именно модель формирования сигнала ячейки детектора  $I_T$  (при фиксированном проекционном угле) для монохроматического режима лежит в основе одного из классических алгоритмов реконструкции – алгоритма обратного проецирования с фильтрацией, известного под названием FBP алгоритм (Filtered Back Projection). Пример реконструкции сечения молочного зуба (рис. 1, а) методом FBP представлен на рисунке 1, б. Проекция снимались на микрофотографе, разработанном и функционирующем в лаборатории рефлектометрии и малоуглового рассеяния ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН.

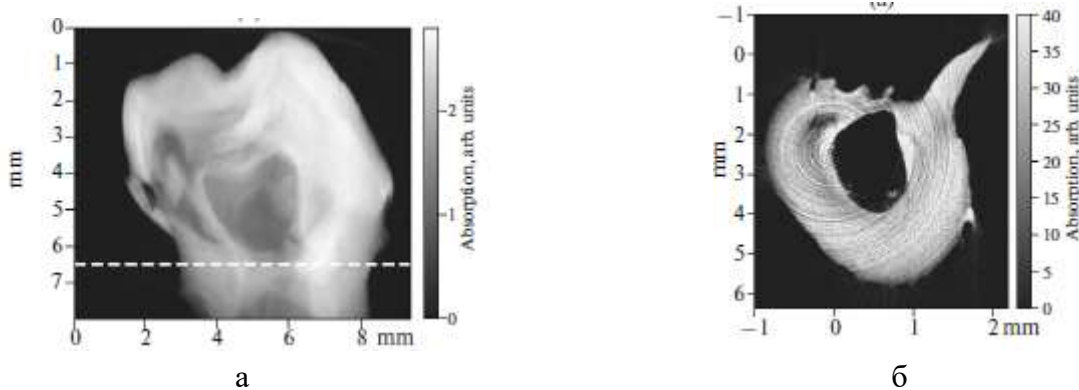


Рис. 1. Пример реконструкции сечения молочного зуба: а – фотография молочного зуба; б – сечение восстановленного томографического 3D-изображения.

Видно, что коррекции проекций с целью понижения выраженности кольцевых артефактов не проводилось.

Возвращаясь к основополагающей модели, которая является базовой для большинства классических методов реконструкции. Выражение, которое связывает результат измерения позиционно-чувствительного детектора и функцию, описывающую ослабление рентгеновского излучения объектом:

$$I_T(x_{det}, y_{det}) = I_0(x_{det}, y_{det}) \exp\left(-\int_0^{L(x_{det}, y_{det})} \mu(z; E) dz\right), \quad (1)$$

где  $(x_{det}, y_{det})$  - координаты ячейки детектора,  $I_0$  - сигнал ячейки в отсутствие объекта,  $L(x_{det}, y_{det})$  - прямая, проходящая через центр пятна источника и центр ячейки детектора (интегрирование ведется вдоль этой прямой),  $\mu$  - функция, которая описывает распределение линейного коэффициента ослабления в объеме, энергия зонда  $E$ . Выполнив переход к преобразованию Радона:

$$\int_0^{L(x_{det}, y_{det})} \mu(z, E) dz = \ln \left( \frac{I_0(x_{det}, y_{det})}{I_T(x_{det}, y_{det})} \right). \quad (2)$$

Далее применяется любой алгоритм реконструкции. Величина коэффициента линейного ослабления в вокселе цифрового трехмерного изображения позволяет оценить локальный состав томографируемого объекта.

Если томографирование проводилось с использованием полихроматического излучения, то модель сигнала усложнилась в силу того, что спектр содержит уже не одну энергетическую линию:

$$I_T(x_{det}, y_{det}) = \int dE I_0(x_{det}, y_{det}, E) \exp \left( - \int_0^{L(x_{det}, y_{det})} \mu^E(z; E) dz \right). \quad (3)$$

Для линеаризации задачи, то есть для сведения ее к преобразованию Радона, часто применяется следующая аппроксимация:

$$\int_0^{L(x_{det}, y_{det})} \bar{\mu}(z) dz = \ln \left( \frac{\int dE I_0(x_{det}, y_{det}, E)}{I_T(x_{det}, y_{det})} \right), \quad (4)$$

где в числителе правой части по-прежнему стоит значение, зарегистрированное в отсутствие объекта в оптическом тракте. В левой части выражения (4) подинтегральная функция описывает некоторое линейное усредненное ослабление спектра. При решении обратной задачи теперь восстанавливается трехмерное изображение в градациях серого, связь которого с локальным составом объекта не очевидна. Градации серого в медицине принято приводить в шкале единиц Хаунсфилда. Шкала рассчитывается с учетом параметров используемого для измерений томографа.

Для уменьшения выраженности артефактов, причиной которых при зондировании спектром является так называемый эффект ужесточения пучка, предложено использовать процедуры коррекции измеренных проекций перед реконструкцией. Таких процедур несколько типов, в основном, они требуют проведения дополнительных калибровочных измерений. Нами несколько лет назад была предложена автоматическая процедура попиксельной коррекции проекций [3], которая не требует дополнительных измерений и позволяет свести задачу реконструкции к задаче обращения преобразования Радона. На рисунке 2 приведен пример выполнения томографической реконструкции сечения однородного металлического стержня при использовании полихроматического зондирования. На левом рисунке представлен результат применения метода обратного проецирования со сверткой к нескорректированной синограмме. На нем хорошо просматривается так называемый артефакт «типа чаши», выраженность которого сильно уменьшается (правый рисунок) после проведенной автоматической коррекции синограммы.

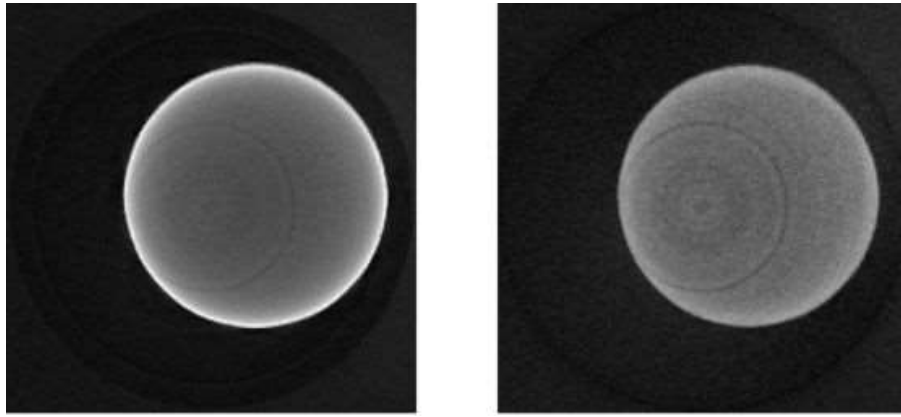


Рис. 2. Результат томографической реконструкции без предварительной коррекции проекций на эффект ужесточения пучка (слева) и после проведенной коррекции (справа).

Поскольку усредненный линейный коэффициент ослабления, распределение которого восстанавливается при полихроматическом зондировании, не позволяет в общем случае судить о локальном составе объекта, то сфокусировав рентгеновский пучок и добавив в схему детектор под прямым углом к направлению зондирования, можно собрать флуоресцентный сигнал. Его связь с химическим составом очевидна. Томография из разряда трансмиссионной переходит в разряд трансмиссионно-эмиссионной, реконструкция распределения источника флуоресценции дает оценку локального состава, однако, решение проблемы трансмиссионно-эмиссионной томографии требует решения системы нелинейных уравнений. Для подтверждения этого приведем модель формирования сигнала:

$$I_F(E^i, x_{\text{дет}}, y_{\text{дет}}) = \int dl \mu_{E_0}^i(l) I_0(E_0) \exp\left(-\int_0^l \mu(z; E_0) dz\right) \exp\left(-\int_0^{L_F(l)} \mu(y, E^i) dy\right). \quad (5)$$

Яркость флуоресцентного источника  $i$  характеризуется  $\mu_{E_0}^i$  локальным коэффициентом ослабления сфокусированного зонда энергии  $E_0$ . Метод решения обратной задачи зависит от того правомерно ли использовать приближение о разделении составов матрицы и собственно излучателя для зондируемого образца или не правомерно. Именно в последнем случае приходится решать систему нелинейных уравнений.

Идея спектральной томографии может быть реализована с помощью установки оптического элемента в тракт томографа (рис. 3), и тогда модель формирования трансмиссионного сигнала преобразуется следующим образом:

$$I_T(x_{\text{дет}}, y_{\text{дет}}) = \int dE I_0(x_{\text{дет}}, y_{\text{дет}}, E) \exp\left(-\int_0^{L(x_{\text{дет}}, y_{\text{дет}})} \mu(z; E) dz\right) (1 - F_{\text{refl}}(E_i, d_{\text{кр}}, \varphi, \theta)). \quad (6)$$

Появился множитель, который учитывает ослабление трансмиссионного сигнала за счет того, что часть излучения после кристалла ушла в спектральные проекции. Сами модели спектральных проекций отличаются видом последнего множителя.



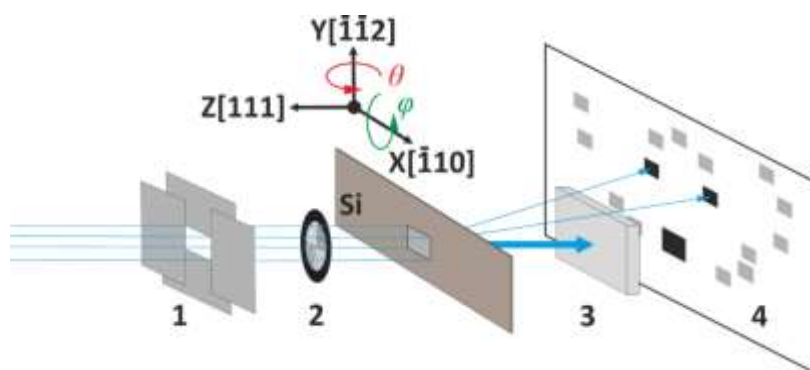


Рис. 3. Принципиальная схема реализации спектральной томографии [4].

При такой схеме (рис. 3) появляется два типа проекций, которые должны предварительно обрабатываться по-разному, но совместно использоваться при решении оптимизационной задачи реконструкции. Дополнительный шаг, который появляется при работе с разнотипными проекциями, отвечает за компенсацию геометрических искажений, возникающих на спектральных проекциях (рис. 4). Первые эксперименты по компенсации искажений показали, что проективного преобразования достаточно в случае применения тонкого кристалла.

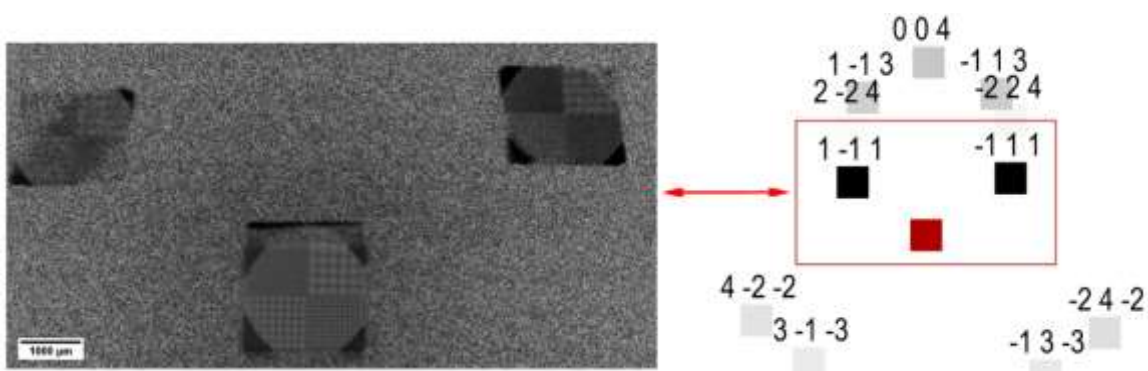


Рис. 4. Проекция, зарегистрированная от металлической сетки на микротомографе ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН [4].

Следующий случай, требующий отдельного рассмотрения, это томографирование слабопоглощающих объектов, дающих хороший фазовый контраст на проекции (рис. 5). При работе с фазо-контрастными проекциями предложенное Поганиным привлечение аппарата Фурье преобразования в качестве пре-процессинговой процедуры проекций перед этапом реконструкции демонстрирует хорошие результаты.

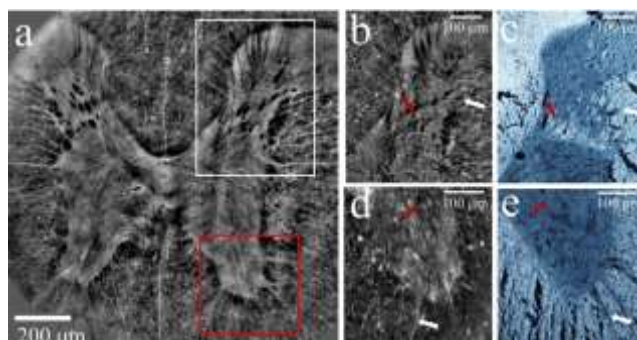


Рис. 5. а – Томографическое сечение толщиной 30- микрон изображения спинного мозга и его участки (b, d), гистология участков (c, e) [5].

На рисунке 5 представлен результат реконструкции участка спинного мозга. Томографические измерения проводились на источниках синхротронного излучения ESRF и SLS [5]. Из рисунков видно, что качество томографических изображений, достигаемое сегодня, уже находится на уровне гистологических исследований, которые являются разрушающими.

Итак, следует выделить две основные задачи, которые приходится решать при работе с томографическими проекциями: формирование процедуры корректной предобработки измеренных проекций и выбор алгоритма реконструкции. Первая формулируется в соответствии с использованной схемой их сбора. При выборе алгоритма реконструкции важно учитывать форму зонда (параллельный пучок, веер или конус), пиковое отношение сигнал/шум на проекциях и основные целевые показатели, такие как допустимое время реконструкции и доступные мощности для реализации процедуры реконструкции.

В заключение хотелось бы сообщить, что недавно был предложен принципиально новый подход к реализации метода томографии в целом. Сейчас томографические измерения выполняются согласно заданному протоколу. Основная идея предложенного нами подхода [1] состоит в том, что качество восстановленного изображения, зависящее от количества собранных под разными углами рентгенограмм, но не только от него и это оказалось определяющим, не может непрерывно расти. А значит, для каждого объекта в текущих условиях измерения существует минимально требуемое количество углов съемки, чтобы достигнуть требуемого качества. Было предложено правило останова измерений, согласно которому в момент останова известно, что требуемое качество либо достигнуто, либо оно уже не может быть достигнуто при продолжении сканирования. Реконструируемое изображение уточняется при поступлении новой рентгенограммы. Т.е. этап реконструкции начинается не в момент, когда завершено сканирование, а в момент, когда собрано лишь несколько рентгенограмм и останавливается при достижении заданного качества реконструкции.

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

#### Литература.

1. Bulatov K. et.al. Monitored Reconstruction: Computed Tomography as an Anytime Algorithm / IEEE Access, vol. 8, 2020, p. 110759-110774, DOI: 10.1109/ACCESS.2020.3002019.
2. Buzmakov A. et.al. Laboratory Microtomographs: Design and Data Processing Algorithms / Crystallography Reports, vol. 63(6), 2018, p. 1057-1061 DOI: 10.1134/S106377451806007X.
3. Chukalina M.V. and Ingacheva A. Polychromatic CT data improvement with one-parameter power correction / Hindawi Math. Prob. in Engineering, 2019, ID 1405365, DOI: <https://doi.org/10.1155/2019/1405365>.
4. Zolotov D. et.al. Dual-energy crystal-analyzer scheme for spectral tomography / Journal of Applied Crystallography, vol. 53, 2020, p. 781-788, DOI: 10.1107/S1600576720005439.
5. Bukreeva I. et.al. High resolution 3D visualization of the spinalcord in a post-mortem murine model / Biomedical Optics Express, vol. 11(4), 2002, 2235. DOI: 10.1364/BOE.386837.

# МОДЕЛЬ ОБЪЕМНЫХ ИСТОЧНИКОВ ТЕПЛА В МИШЕНЯХ МИКРОФОКУСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК ПРОСТРЕЛЬНОГО ТИПА

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

Применение микрофокусных трубок, в отличие от макрофокусных, в рентгеновских установках обеспечивает ряд неоспоримых преимуществ – компактность оборудования, снижение радиационной нагрузки на персонал и на смежные области исследуемого объекта, возможность локальных исследований, возможность получения увеличенных изображений, более высокое качество изображений при одинаковых дозах облучения.

Совершенствование МФР трубок идет по 2-ум основным направлениям: 1) увеличение мощности рентгеновского излучения; 2) уменьшение диаметра фокусного пятна. Оба направления связаны с решением задачи рассеивания анодом МФР трубки выделяемой тепловой мощности. Мощность рентгеновской трубки и диаметр фокусного пятна главным образом ограничены предельной тепловой мощностью, выделяемой на аноде. Увеличение указанного предела позволит расширить диагностические возможности рентгеновского оборудования.

Для получения адекватной оценки этого предела необходимо уточнить существующие модели распространения тепла в аноде трубки. Рассмотрим задачу определения теплового режима работы анода МФР трубки прострельного типа. Классический анод МФР трубки представляет собой пленочную структуру, в которой на подложку наносится материал мишени. Электроны, бомбардируя мишень, проникают вглубь материала, генерируя рентгеновское излучение за счет потерь кинетической энергии при их торможении. Рассеяние энергии электронов происходит в области взаимодействия, размеры и форма которой определяются ускоряющим напряжением на аноде  $U$ , диаметром фокусного пятна  $d_f$  и порядковым номером  $Z$  материала мишени [1].

С точки зрения задачи о распространении тепла область взаимодействия электронного пучка с мишенью является внутренним источником тепла, объемная мощность которого определяется пространственным распределением потерь энергии электронами при их движении в твердом теле [2]. В случае действия внутренних источников тепла стационарное температурное поле  $T(x,y,z)$  находится из решения уравнения Пуассона:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} = -\frac{q_v(x,y,z)}{\lambda(T)}, \quad (1)$$

где  $q_v(x,y,z)$  – пространственное распределение объемной мощности внутреннего источника тепла,  $\lambda(T)$  – коэффициент теплопроводности, зависящий от температуры.

Одним из главных факторов, влияющих на максимальную температуру в мишени является размер и форма области тепловыделения, которая определяется зависимостью  $q_v(x,y,z)$ . Для практических целей область взаимодействия аппроксимируют моделью полусферы [1] или, как предлагается в данной работе, моделью усеченной сферы, представленной на рисунке 1.

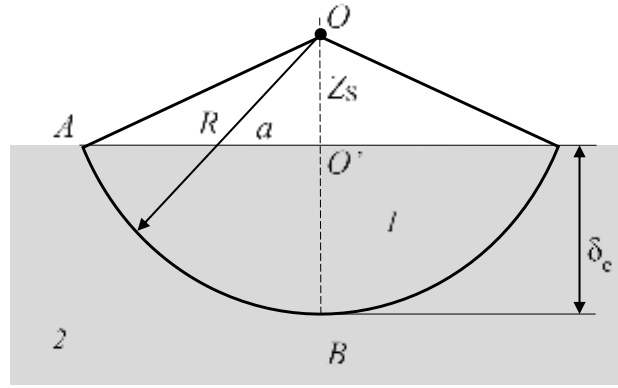


Рис. 1. Аппроксимация области взаимодействия электронов с материалом мишени усеченной сферой: 1 – область взаимодействия; 2 – мишень.

Радиус  $R$  и величину смещения центра сферы  $Z_s$  найдем из треугольника  $\Delta OO'A$  путем простейших алгебраических вычислений:

$$Z_s = \frac{\delta_e}{2} \left( \left( \frac{a}{\delta_e} \right)^2 - 1 \right), \quad (2)$$

$$R = \frac{\delta_e}{2} \left( 1 + \left( \frac{a}{\delta_e} \right)^2 \right), \quad (3)$$

где  $\delta_e$  – экстраполированная глубина пробега электронов в твердом теле, параметр  $a$  – уширение электронного пучка на поверхности мишени, равный  $a = \delta_e + 0.5d_b$ .

Для определения параметра  $\delta_e$  могут быть использованы известные полуэмпирические соотношения [3]. Выбор конкретного расчетного соотношения для  $\delta_e$  представляет большую сложность, поскольку полученные значения для этих зависимостей имеют большой разброс. Наиболее часто в прикладных исследованиях применяется формула для определения  $\delta_e$  по модели Косслетта-Томаса

$$\delta_e = \frac{0.074U^{1.55}}{\rho} [\text{мкм}], \quad (4)$$

где ускоряющее напряжение на аноде  $U$  в кВ, а плотность материала мишени  $\rho$  в  $\text{г/см}^3$ .

Распределение объемных источников тепла  $q_v(x,y,z)$  будет определяться нормированной функцией распределения потерь энергии электронами в области взаимодействия. Известны аппроксимации указанной функции в одномерной и осесимметричной постановках задачи. В осесимметричной постановке задачи для определения объемных источников тепла традиционно используется нормированная функция потерь энергии по Гауссову распределению, которая имеет вид [4]:

$$q_v(r, z) = A \left( \exp \left( - \left[ \frac{r^2}{a_1^2} + \frac{(z - z_{ms})^2}{z_{ms}^2} \right] \right) + B \exp \left( - \left[ \frac{r^2}{a_2^2} + \frac{(z - z_{ss})^2}{z_{ss}^2} \right] \right) \right), \quad (5)$$

где  $A = \frac{0.2(1-\eta)P}{a_1^2 z_{ms} \left(1 - \eta + \eta \frac{z_{ss}}{z_{ms}}\right)}$ ,  $B = \frac{\eta a_1^2}{(1-\eta)a_2^2}$ ,  $\eta$  – коэффициент отражения первичных

электронов, параметры  $a_1^2 = z_{ms}^2 + 0.72d_b^2$  и  $a_2^2 = 0.25z_{ss}^2 + 0.72d_b^2$ , где  $z_{ms}$  и  $z_{ss}$  – глубина максимальных потерь энергии электронов для первичного пучка и отраженных электронов, численно равные 1/3 и 1/6 от экстраполированной глубины пробега  $\delta_e$ .

Проведем оценку точности аппроксимации (5) и возможность ее использования в нашей задаче. Вся подводимая к мишени мощность  $P$  рассеивается в объеме области взаимодействия  $V_{IR}$  (рис. 1) [5]. В таком случае, объемная мощность тепловыделения может быть найдена как

$$q_v = \frac{P}{V_{IR}} = \frac{6P}{\pi \delta_e \left[3(\delta_e + 0.5d_b)^2 + \delta_e^2\right]}. \quad (6)$$

Очевидно, что среднее значение объемной мощности  $\overline{q_v}$ , для распределения (5) должно совпадать с  $q_v$  по (6). Среднее значение объемной мощности для распределения  $q_v(r, z)$  может быть найдено как

$$\overline{q_v} = \frac{\int_{r_1}^{r_2} \int_{z_1}^{z_2} q_v(r, z) \partial z \partial r}{(r_2 - r_1)(z_2 - z_1)}. \quad (7)$$

Для вольфрамовой W мишени и параметров электронного пучка  $U = 200$  кВ,  $P = 20$  Вт,  $d_b = 20$  мкм значение объемной мощности  $q_v$  равно  $1,4$  мВт/мкм<sup>3</sup>, а значение средней объемной мощности равняется  $\overline{q_v} = 1,9$  мВт/мкм<sup>3</sup>, что говорит о корректности формулы (5) и применимости для нашей задачи. В подтверждение сказанного на рисунке 2 представлено пространственное распределение  $q_v(r, z)$  в области взаимодействия с целью сравнения с величиной  $q_v = 1,4$  мВт/мкм<sup>3</sup>.

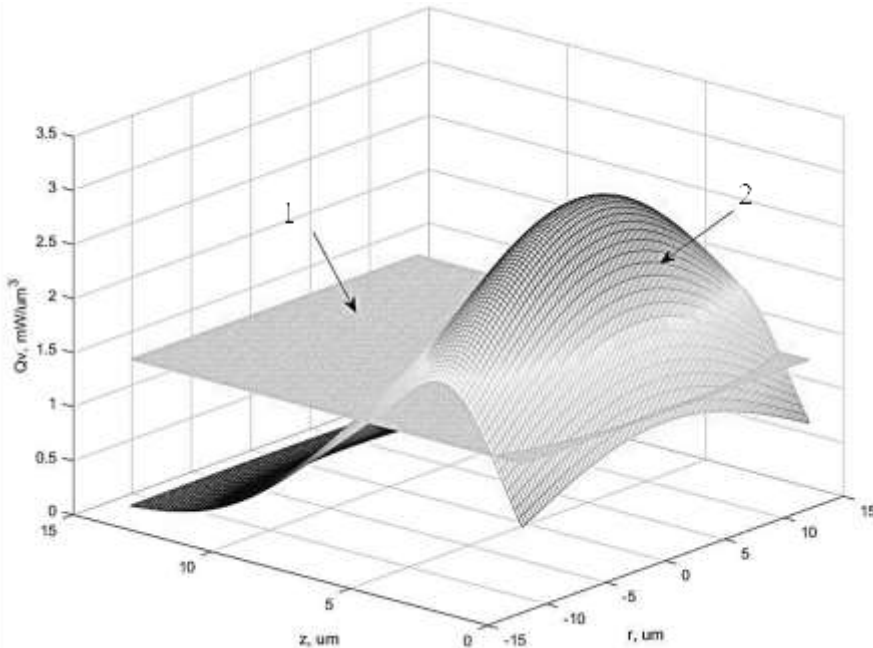


Рис. 2. Пространственное распределение объемных источников тепла в области взаимодействия для  $q_v = 1,4$  мВт/мкм<sup>3</sup> (1) и зависимости  $q_v(r, z)$  (2).

Из данных на рисунке 2 может быть сделан вывод о том, что величина  $q_0 = 1,4 \text{ мВт/мкм}^3$  адекватно отражает среднее значение распределения  $q_0(r, z)$ . Таким образом, делаем вывод – соотношение (5) применимо к решению стационарных тепловых задач для мишеней прострельного типа микрофокусных рентгеновских трубок.

Рассмотрим задачу определения теплового режима работы анода МФР трубки с W-Be мишенью прострельного типа, с учетом аппроксимации области взаимодействия моделью усеченной сферы. В виду сложности аналитического решения тепловой задачи с уравнением (1) используем численные методы. Среда численного моделирования COMSOL Multiphysics позволяет моделировать сложные тепловые задачи с учетом всех процессов теплоотдачи с поверхности твердого тела (конвекция, излучение). Процесс моделирования включает в себя несколько этапов: создание геометрии рассматриваемой области; выбор материалов области; настройка физического интерфейса теплопередачи, а именно задание начальных и граничных условий, задание источника тепловыделения; построение сетки конечных элементов; постобработка полученных результатов. На рис. 3 представлена расчетная модель в среде COMSOL.

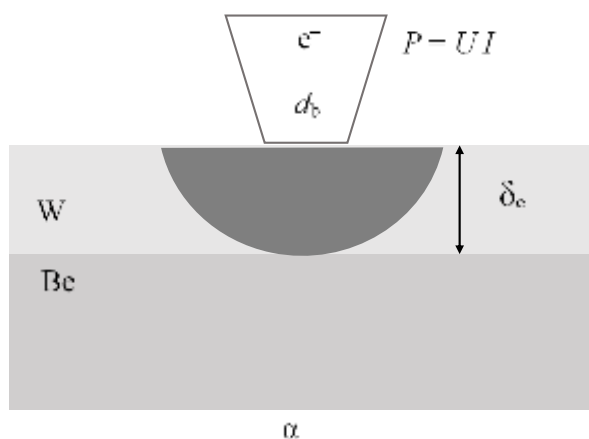


Рис. 3. Постановка задачи теплопередачи в мишени прострельного типа.

При моделировании полагаем, что толщина слоя  $W$  равна величине  $\delta_e$ , вычисляемой по формуле Косслетта-Томаса (4), а толщина слоя  $Be$  составляет 100 мкм. Диаметр составного анода равняется 10 мм. На внешней границе задаем условие естественной конвекции, которая характеризуется коэффициентом теплоотдачи  $\alpha$ . Меняя величину напряжения  $U$  при неизменной мощности  $P$ , получим зависимость  $T_{\max}(U)$  для  $W$  и  $Be$  при разных значениях диаметра  $d_b$ . При этом ток пучка  $I$  в моделировании не учитывается.

Цель моделирования заключается в определении максимальной мощности  $P_{\max}$  подводимой к мишени, поскольку значение  $P_{\max}$  ограничено значением температуры при которой происходит разрушение материалов анода. Результаты моделирования представлены на рисунке 4.

По результатам моделирования может быть сделан вывод о том, что значение  $P_{\max}$  составляет порядка 3 Вт, как для  $d_b = 10 \text{ мкм}$ , так и для  $d_b = 20 \text{ мкм}$ . При этом значение максимальной подводимой мощности главным образом ограничивается температурой бериллиевой подложки, к тому же незначительные изменения  $P$  приводят к сильному росту температуры. Обращает на себя внимание наличие максимума на кривых, который возникает в результате того, что с ростом  $U$  увеличивается эффективная толщина  $W$  мишени,

сопровождающаяся ростом перепада температур  $\Delta T$ . Фактор увеличения объема области взаимодействия начинает незначительно преобладать при напряжениях порядка 350 кВ, то есть при низких напряжениях его можно не учитывать.

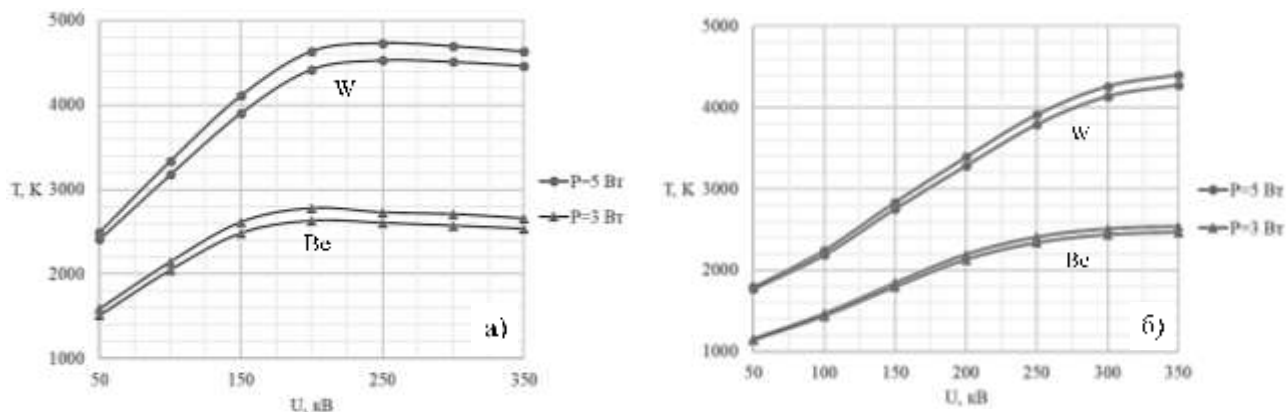


Рис. 4. Зависимость максимальной температуры материалов прострельного W-Be анода от напряжения  $U$  при заданной мощности  $P$ : а – размер фокусного пятна  $d_b = 10 \mu\text{м}$ ; б – размер фокусного пятна  $d_b = 20 \mu\text{м}$ .

Другой важный вывод, который следует из результатов моделирования заключается в том, что каждому рабочему напряжению  $U$  соответствует определенное оптимальное значение тока  $I$  в условиях сохранения неизменной мощности  $P$ .

Таким образом, по результатам работы может сделано итоговое заключение о том, что учет влияния распределения  $q_v(r, z)$  позволяет проводить комплексное численное исследование теплового режима работы анода МФР трубок прострельного типа с целью установления взаимосвязи основных параметров анода (ускоряющего напряжения  $U$ , тока  $I$ , диаметра фокусного пятна  $d_b$  и порядкового номера  $Z$ ) с величиной мощности  $P$ . Установленные взаимосвязи являются теоретической базой достижения предельных мощностей, рассеиваемых твердотельными анодами микрофокусных рентгеновских трубок.

#### Литература.

1. Поздеева Т.Ю., Сметкин А.А. Моделирование методом Монте-Карло взаимодействия электронного луча с веществом / Машиностроение, 2017, №2.
2. Aamir Ihsan, Sung Hwan Heo, Sung Oh Cho. Optimization of X-ray target parameters for a high-brightness microfocus X-ray tube / Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B 264, 2007, pp. 371-377.
3. Лукьянов Ф.А., Рау Э.И., Сеннов Р.А. Глубина пробега первичных электронов, размытие электронного пучка и пространственное разрешение в электронно-зондовых исследованиях / Известия РАН. Серия физическая, 2009, т. 73, № 4, с. 463-472.
4. Амрастанов А.Н., Гинзгеймер С.А., Степович М.А., Филиппов М.Н. Об одной возможности математического моделирования теплового воздействия остро сфокусированного электронного пучка на однородный полупроводник / Известия РАН. Серия физическая, 2016, т. 80, № 10, с. 1448–1452.
5. Kozlov E., Trubitsyn A., Fefelov A. and Kirushin D. Computer Simulation of Influence the Interaction Region Electrons at the Maximum Temperature in the Target / 9th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO), Budva, Montenegro, 2020, pp. 1-4, doi: 10.1109/MECO49872.2020.9134114.

# РАЗРАБОТКА МОЩНОГО ИСТОЧНИКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ НАБОРА ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ИССЛЕДУЕМОГО ОБЪЕКТА

*Тимофеев Г.А. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»), Потрахов Н.Н., Дмитриев А.С.,  
Бахтиев Р.А., Вересов В.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Один из критериев при классификации источников рентгеновского излучения (ИРИ) - область применения. Среди технических приложений основными областями применения ИРИ являются дефектоскопия, спектро- и дифрактометрия.

В каждой из указанных областей существуют свои – особенные требования к конструкции ИРИ, например, для дефектоскопии подвижных объектов существуют жесткие требования по времени экспозиции, которая должна быть в разы меньше времени изменения состояния объекта, что напрямую связано с требуемой интенсивностью излучения. Чем меньше время экспозиции, тем выше должна быть интенсивность излучения. При этом общим требованием является разумная минимизация размеров фокусного пятна ИРИ с целью повышения качества (резкости) получаемого рентгеновского изображения.

Одним из важнейших требований к ИРИ, предназначенных для спектро- и дифрактометрии является долговременная стабильность напряжения на рентгеновской трубке.

В последние годы растет интерес к мощным ИРИ, предназначенным для облучения объектов, например, с целью модификации полимеров, стерилизации пищевых продуктов, терапии онкологических заболеваний и т.д. Основные требования к таким ИРИ: высокая интенсивность рентгеновского излучения, простота конструкции и надежная работа в режиме длительного включения.

Так, заказчиком малого предприятия ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» (Технопарк СПбГЭТУ «ЛЭТИ») установки для облучения мелких лабораторных животных с целью разработки новых лекарственных форм выступил ФГБУН Институт токсикологии Федерального медико-биологического агентства России (ФГБУН ИТ ФМБА России). В ходе реализации проекта на основе рентгеновской трубки 1БТВ4-100 был разработан рентгеновский аппарат моноблочного типа на напряжение 100 кВ и ток 10 мА - РАП 100М-10Н-1.

Стандартные, отработанные ранее на предприятии схемотехнические и технологические решения в части высоковольтных источников питания рентгеновской трубки, ограничены для использования в мощных ИРИ. Так, «низкое» входное питание – 24 В и твердотельная высоковольтная изоляция моноблока обуславливают относительно низкий КПД, а также недостаточный теплоотвод от основных элементов электрической схемы и конструкции ИРИ.

Поэтому для аппарата мощность 1кВт были разработаны новая электрическая схема и конструкция моноблока ИРИ, предназначенная для работы в среде жидкого диэлектрика – трансформаторного масла. Структурная схема аппарата РАП 100М-10Н-1 приведена на рисунке 1.





Рис. 1. Структурная схема РАП 100М-10Н-1.

Для достижения требуемого высокого КПД при работе аппарата в режиме длительного включения было решено использовать для питания высоковольтного генератора не 24 В, а сетевое напряжение, так как работа с токами порядка 50 А является затруднительной задачей. Были рассчитаны и сконструированы высоковольтный (ВВ) трансформатор, а также емкостной умножитель. КПД ВВ генератора составил 85%. Мощность, выделяемая отдельными элементами конструкции моноблока: умножитель – 30 Вт, балластные резисторы – 7 Вт, ВВ делитель – 10 Вт, накал рентгеновской трубки – 24 Вт, ВВ трансформатор – 10 Вт. Таким образом, полная мощность, выделяемая элементами конструкции моноблока в масляный объем, составляет не более 100 Вт. С учетом размеров корпуса моноблока и особенностей конструкции, не препятствующей обмену теплом масла с корпусом, это дает возможность использовать для охлаждения корпуса моноблока принудительное воздушное охлаждение.

Разработан малогабаритный мощный рентгеновский аппарат РАП 100М-10Н-1 для набора дозы излучения при облучении различных объектов, работающий в длительном режиме при напряжении 100 кВ и токе 10 мА. Охлаждение моноблока аппарата – принудительное воздушное. Охлаждение анода рентгеновской трубки – принудительное водяное. Скорость набора дозы излучения – 1 Грей/мин на расстоянии 400 мм от выходного окна рентгеновской трубки. Внешний вид аппарата представлен на рисунке 2.



Рис. 2. Внешний вид аппарата РАП 100М-10Н-1.

Литература.

1. Raymond A., Mack Jr. Demystifying switching power supplies / Publ., USA, 2005, p.317.
2. Блинов Н.Н., Владимиров Л.В., Кочетова Г.П. и др. Рентгенодиагностические аппараты / М.: «Медицина», 1976, 240 с.
3. Березин О.К., Костиков В.Г., Шахнов В.А. Источники электропитания радиоэлектронной аппаратуры / М.: «Три Л», 2000, 400 с.
4. Семенов Б.Ю. Силовая электроника от простого к сложному / М.: СОЛОН-Пресс, 2005, 416 с.

## **УСТАНОВКА ДЛЯ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ РЕНТГЕНОТЕРАПИИ «ОНКОРОБОТ»**

***Дмитриев А.С., Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Никитин С.А.,  
Харламов В.В. (ГНЦ РФ ЦНИИ РТК), Вересов В.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

По данным ВОЗ ежегодно во всем мире насчитывается более 2-х миллионов летальных исходов в результате заболевания раком легких. В нашей стране распространенность этого заболевания за последние 10 лет выросла более чем на 20%, при этом смертность в первый год болезни составляет около 50% от общего числа заболевших.

Существующий план лечения рака легких предполагает хирургическое вмешательство. Которое по результатам рентгеновской компьютерной томографии назначают более 80% больных. Хирургическое удаление опухоли производится лапароскопически, однако при этом остается риск остаточного обсеменения внутренних тканей онкологическими клетками. С целью исключения возможных метастазов по прошествии 1-1,5 месяцев с момента операции дополнительно проводится лучевая терапия.

Одним из методов лечения является лучевая терапия — метод, при котором терапевтическое облучение пациентов производят гамма-излучением с энергиями от единиц до десятков МэВ или тормозным рентгеновским излучением (РИ). Дозное поле в теле пациента с максимумом мощности дозы излучения на опухоли создается путем внешнего облучения грудной клетки пациента с двух-трех направлений. Для уменьшения радиационной нагрузки на здоровые органы и ткани поле облучения с каждого направления формируется свинцовыми диафрагмами, ограничивающими первичный поток излучения. Однако, вследствие большой проникающей способности используемого высокоэнергетического излучения, в значительном объеме облучаются также и здоровые ткани, в том числе, нормальная легочная ткань, лежащие на пути потока излучения перед опухолью и за ней. Таким образом, важной проблемой при лечении рака легкого является разработка новой методики лучевой терапии, так как обеспечить необходимую дозу облучения опухоли и при этом полностью исключить воздействие на здоровые ткани в рамках метода внешнего облучения невозможно. Так как слой биологической ткани толщиной 10–15 мм способен поглотить излучение 50 кэВ, это позволяет без изменения положения источника излучения целиком облучить опухоль соответствующих размеров или перемещая источник излучения с нескольких сторон облучить более крупную опухоль. Однако при внешнем облучении излучение с такой низкой энергией поглотится здоровыми тканями грудной клетки, не достигнув клеток злокачественной опухоли, находящейся,

например, в бронхах. Следовательно, необходим источник излучения конструкция которого позволит приблизить непосредственно излучающий элемент (мишень рентгеновской трубки) к опухоли на расстояние до нескольких миллиметров. Исходя из прошлого опыта в этой области, оптимальным техническим решением для поставленной задачи является разработка рентгеновского аппарата на 50 кВ.

С целью повышения эффективности лучевой терапии при лечении рака легких облучение постоперационного поля может быть проведено непосредственно в ходе проведения хирургической операции по удалению опухоли. Для реализации этой методики лучевой терапии разработан комплект технических средства, включающий в себя специализированный источник рентгеновского излучения (ИРИ) и роботизированное устройство перемещения (РУП) ИРИ в ручном и автоматическом режимах.

С помощью подобного аппарата, оперируя такими параметрами, как спектр излучения (напряжение на трубке) и размер поля облучения, можно создать условия, при которых направленное излучение полностью поглотится патологической тканью, минимизировав воздействие на близлежащие здоровые ткани. На порядок уменьшается расстояние между источником РИ и опухолью по сравнению с методикой внешнего облучения, благодаря чему становится возможным увеличение мощности дозы излучения на поверхности опухоли более чем на два порядка, при прочих равных условиях. Пропорционально уменьшается общее время облучения, а также габариты и вес рентгеновского аппарата. Для обеспечения радиационной безопасности медперсонала отпадает необходимость в использовании специальных рентгенозащитных средств, так как низкоэнергетическое рентгеновское излучение (до 50 кэВ), генерируемое внутри грудной клетки пациента, полностью поглотится ее тканями. Сама процедура лучевой терапии упрощается и ее можно проводить в условиях обычной (не рентгеновской) хирургической операционной. Облучение может применяться как в качестве самостоятельного метода лечения, так и в комбинации с другими, в частности, с хирургическим удалением опухоли. Описанная методика получила определение — интраоперационная рентгеновская терапия (ИОРТ).

Внешний вид установки для реализации методики интраоперационной рентгенотерапии (ИОРТ), разработанной совместно со специалистами СПбГЭТУ «ЛЭТИ» и ГНЦ РФ ЦНИИ РТК представлен на рисунке 1.

В состав установки входят:

- специализированный источник рентгеновского излучения;
- устройство для позиционирования источника рентгеновского излучения в процессе терапевтической процедуры.

Для управления установкой в автоматическом режиме разработано оригинальное программное обеспечение.



Рис. 1. Внешний вид установки «ОнкоРобот».

В качестве специализированного ИРИ используется рентгеновский аппарат моноблочного типа РАП 50М-3П-2 (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед, Технопарк СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), разработанный на основе рентгеновской трубки 0,15БТМ2-50 (АО «Светлана-Рентген»). РУП сконструировано на основе робота-манипулятора UR5E (Universal Robots, Дания).

Небольшие габариты и вес установки позволяют легко перемещать ее внутри хирургической операционной. Испытания на животных на базе вивария ФГБНУ НМИЦ им. Алмазова намечены на начало следующего года.

В результате двухлетних совместных исследований СПбГЭТУ ЛЭТИ и ГНЦ РФ ЦНИИ РТК разработан прототип установки для ИОРТ – «ОнкоРобот». По ряду основных параметров отечественная разработка превосходит аналогичную установку Sculpture (Sensus Healthcare, США).

## **ПОРТАТИВНОЕ ТЕРМОВИЗИОННОЕ УСТРОЙСТВО «ТЕПЛОСКАНЕР»**

*Ростачев С.А., Потрахов Н.Н., Клонов В.В., Атаян А.Ю. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Использование термовизионных устройств (термовизоров) обретает все большую актуальность в медицине. Они используются для измерения температуры как общей (всего тела), так и отдельных органов тела человека с целью распознавания характера и тяжести протекания заболевания. Для решения подобной задачи был разработан прототип устройства, отличительными чертами которого являются компактность, возможность измерения температуры на малых расстояниях и невысокая стоимость.

Принцип действия этого устройства, получившего название «Теплосканер» проиллюстрирован на рисунках 1 и 2. WEB-камера, инфракрасная (ИК) матрица

термовизора, а также датчик дальности (ДД) позволяющий оценивать расстояние до объекта и масштаб теплового изображения, размещены в непосредственной близости друг от друга на одной плоскости. Для измерений температуры в условиях недостаточной освещенности предусмотрена светодиодная подсветка.

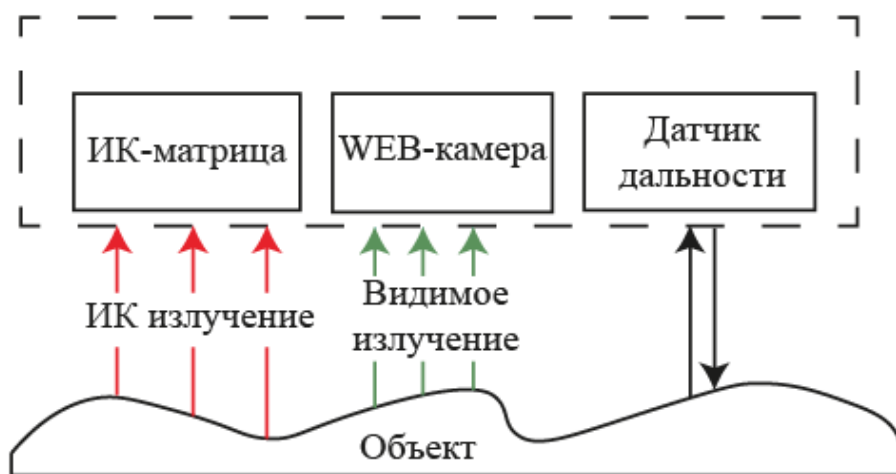


Рис. 1. Принцип действия термовизора.

Микроконтроллер осуществляет непрерывный сбор данных о температуре с ИК-матрицы. Персональный компьютер (ПК) получает информацию от микроконтроллера и WEB-камеры через USB-хаб, а также осуществляет сбор данных с ДД посредством интерфейса I<sup>2</sup>C. Включение и выключение подсветки осуществляется движковым переключателем.

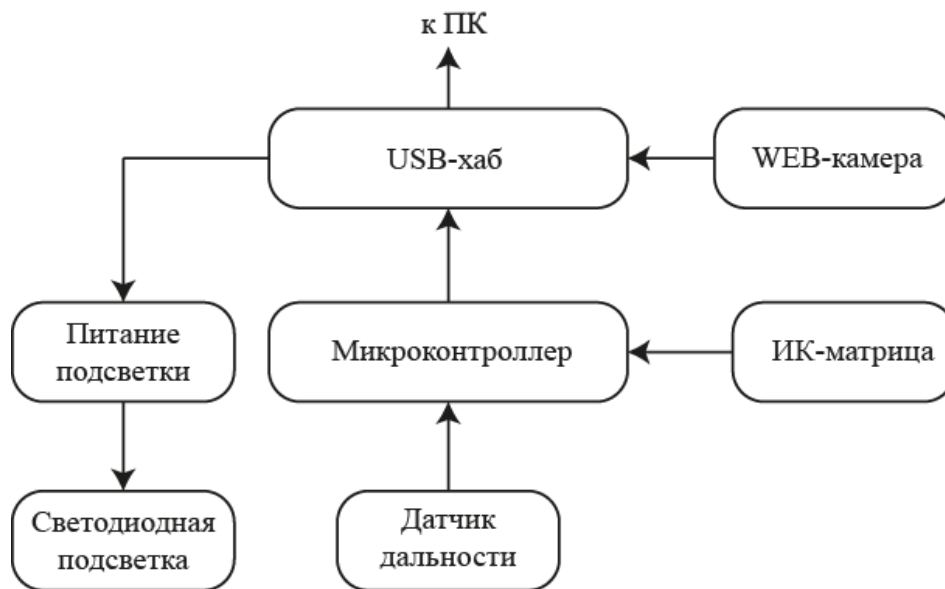


Рис. 2. Структурная схема термовизора.

Устройство размещается в компактном эргономичном корпусе, изготовленном из ABS пластика методом FDM печати с последующей механической обработкой (рис.3). Для удобства подключения соединительного кабеля USB-разъем выступает из корпуса для подключения соединительного кабеля. На боковой стенке корпуса расположен переключатель питания подсветки. На задней стенке корпуса предусмотрен специальный крепеж для установки термовизора на штатив.



Рис. 3. Внешний вид термовизора.

Электрическая схема термовизора осуществляет сбор данных с ИК-матрицы и WEB-камеры, после чего выводит значения температуры на экран ПК. Данные, полученные с датчика расстояния, также выводятся на экран ПК и используются для ориентировочного расчета масштаба с целью определения размеров объекта. Специально разработанное программное обеспечение (ПО) позволяет осуществлять и постобработку полученных изображений.

Регистрация теплового изображения производится на расстояниях от 50 до 2000 мм, в диапазоне температур 20 – 40 °С. Минимальный размер пикселя теплового изображения на расстоянии 50 мм составляет 1×1 мм. Точность измерения температуры в каждом пикселе изображения составляет от 0,1 градусов (в центре) до 0,2 (на краях). Тепловое изображение считывается с частотой от 0,5 до 8 кадров в секунду.

На рисунке 4 представлен процесс регистрации теплового изображения ладони пациента, а на рисунке 5 – скриншот рабочего окна программы обработки данных.

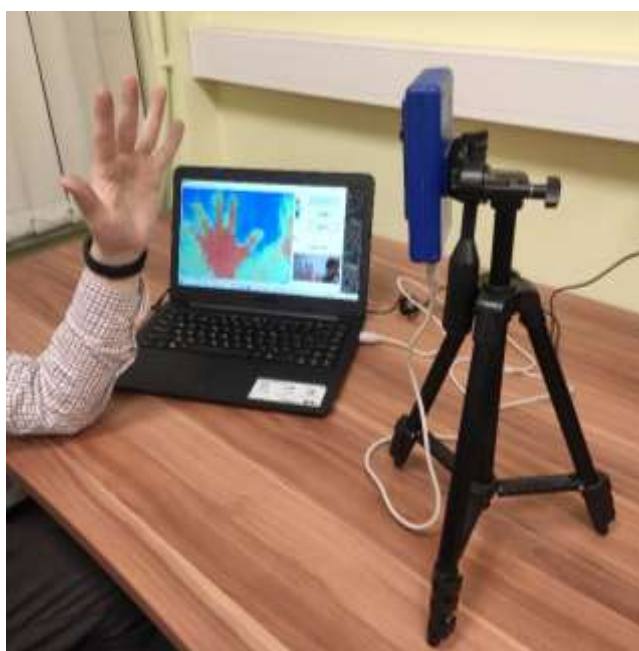


Рис. 4. Процесс регистрации теплового изображения ладони.

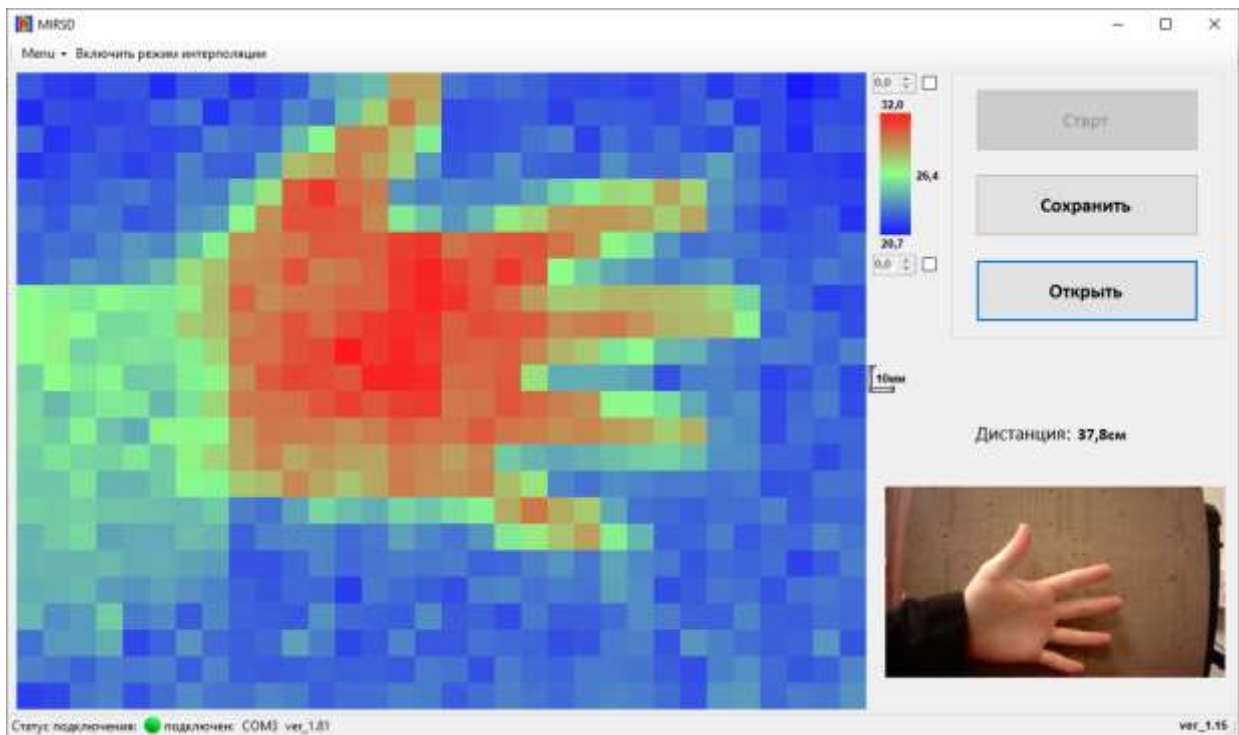


Рис.5. Скриншот рабочего окна ПО «Теплосканера».

В настоящее время изготовлена партия термовизоров, которые переданы в различные медицинские учреждения для исследования оценки возможных областей использования «Теплосканера».

## РАСПОЗНАВАНИЕ ПАТОЛОГИЙ НА РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКАХ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ ПРИ ПОМОЩИ СВЕТОЧНЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ

*Староверов Н.Е., Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Гук К.К. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

На сегодняшний день сверточные нейронные сети являются одним из самых перспективных направлений анализа изображений. Они широко используются как для классификации, так и для сегментации изображений. Существуют нейронные сети, позволяющие улучшать качество изображений. Особый интерес вызывает использование нейронных сетей для определения присутствия объектов на изображениях [1]. Широко известные архитектуры сверточных нейронных сетей, созданных для работы с изображениями, могут быть использованы и для многоклассовой классификации рентгеновских изображений.

В качестве материала для исследований был использован датасет ChestX-ray8: Hospital-scale Chest X-ray Database and Benchmarks on Weakly-Supervised Classification and Localization of Common Thorax Diseases [2], содержащий более 100000 снимков и более 32000 уникальных пациентов.

Для классификации изображений была использована сеть архитектуры ResNet [3] глубиной 50 слоев. Данная архитектура была выбрана в результате сравнительных испытаний сетей архитектур InceptionV3[4], VGG19[5] и ResNet. Для решения поставленной задачи была использована сеть, уже обученная на наборе данных ImageNet.

На рисунке 1 представлен график функции потерь для тренировочных данных и валидации в зависимости от количества эпох обучения.

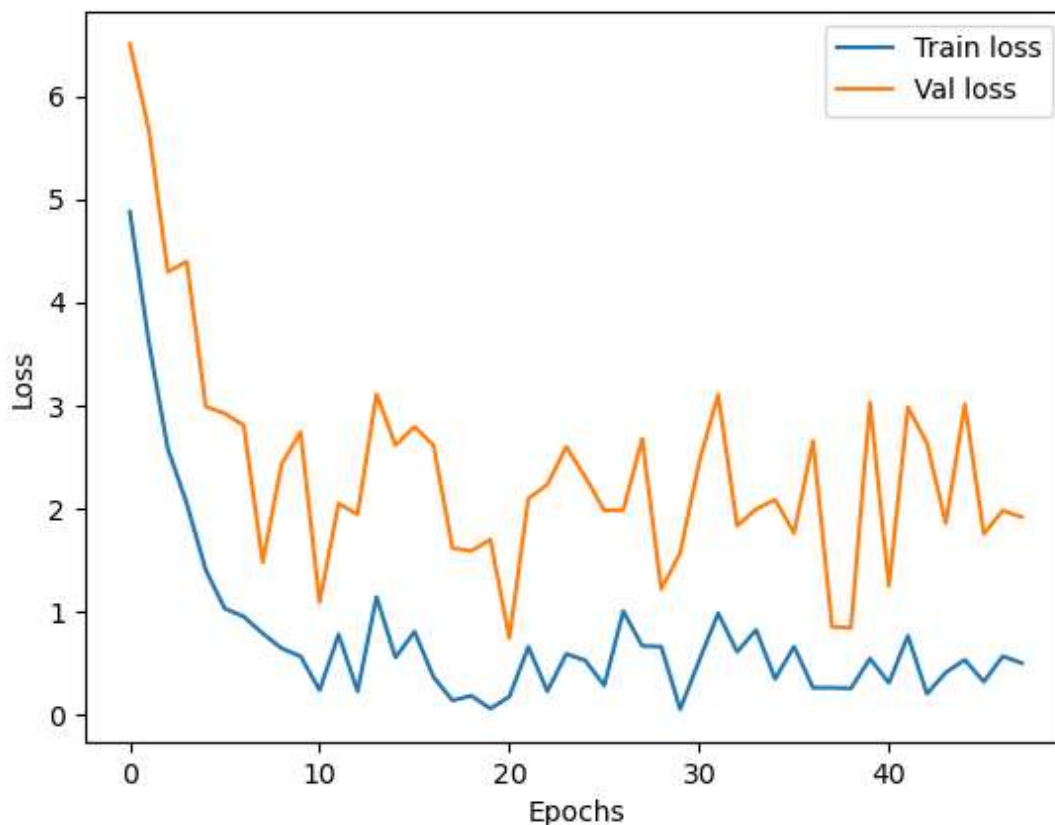


Рис. 1. Зависимость функции потерь от количества эпох тренировки (желтая кривая – ошибка на валидационных данных, синяя кривая – ошибка на тестовых данных).

Последний слой сети был модифицирован так, чтобы выходные нейроны предсказывали координаты области интереса на изображении. Для улучшения результата обучения сети было принято решение обучать только полносвязный слой и последние два сверточных слоя, так как сеть уже была обучена. Поскольку используется перенос обучения то имело смысл обучать полносвязный слой, а также последний, и предпоследний сверточные блоки с разными скоростями. Для оптимизации использовался стохастический градиентный спуск.

В результате большого количества экспериментов и перебора параметров обучения по случайной сетке были определены лучшие параметры: количество эпох – 50, скорость, снижение скорости обучения в 10 раз каждые 20 эпох. Для обучения полносвязного слоя была использована скорость = 0,0012, а для обучения сверточных слоев скорость 0,00082 (табл. 1).

В качестве функции потерь использовалась бинарная кросс энтропия (Binary cross entropy with logits loss) использование такой функции ошибки позволило обучить сеть в задаче многоклассовой классификации с различным количеством верных классов.

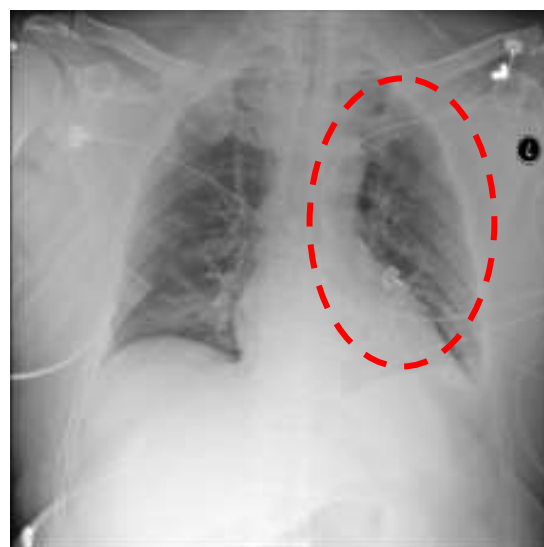


Табл. 1. Исследованные скорости обучения и полученные минимальные значения функции потерь.

Learning rate fc	Learning rate layer 4	Learning rate layer 3	Количество эпох	Минимальное значение функции ошибки
0,0057	0,0014	0,0014	40	0,845
0,0071	0,0018	0,0018	40	0,71
0,025	0,0049	0,0049	55	0,74
0,0012	0,00082	0,00082	50	0,47
0,00032	0,000016	0,000016	40	1,05
0,014	0,0054	0,0054	35	0,656



а



б

Рис. 2. Снимки из датасета верно распознанные моделью: а – без патологий; б – с ателектазом легкого.

В результате выполнения работы была создана модель, предсказывающая область патологии на рентгеновских снимках грудной клетки. В результате работы было определено, что наилучших результатов можно добиться, используя сеть архитектуры ResNet, в лучшем случае была получена точность 74%. Такой результат объясняется достаточно большим количеством неинформативных снимков в датасете. В дальнейшем будет предложен алгоритм очистки данных для рассматриваемого датасета, что позволит повысить эффективность модели.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-37-90015.

#### Литература.

1. Staroverov N.E. et al. Development of digital processing method of microfocus X-ray images / Journal of Physics, 2017.
2. Wang X. et al. Chestx-ray8: Hospital-scale chest x-ray database and benchmarks on weakly-supervised classification and localization of common thorax diseases / Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition, 2017, pp. 2097-2106.

3. 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.

4. Simonyan K., Zisserman A. Very deep convolutional networks for large-scale image recognition / arXiv preprint arXiv:1409.1556, 2014.

5. Szegedy C. et al. Rethinking the inception architecture for computer vision / Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition, 2016, pp 2818-2826.

## **ИССЛЕДОВАНИЕ РЕНТГЕНООПТИЧЕСКОЙ СХЕМЫ И РЕЖИМОВ РАБОТЫ РЕНТГЕНОФЛУОРЕСЦЕНТНОГО СЕПАРАТОРА ЗОЛОТА**

*Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Староверов Н.Е.,  
Александрова А.А., Гук К.К. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Поскольку существующие методы извлечения золота из породы достигли своего технического предела, а все более или менее «богатые» месторождения золота (с концентрацией золота выше нескольких грамм на тонну) исчерпаны и в распоряжении добытчиков остаются, хотя и обширные, но все более трудоемкие для освоения месторождения, то возникла необходимость создания новой техники и технологий добычи. Анализ ситуации, сложившейся в настоящее время на мировом рынке добычи золота, показывает, что назрела проблема разработки и внедрения в практику отечественных конкурентоспособных приборов, а потенциальными потребителями разрабатываемого комплекса будут являться горнодобывающие и геолого-разведывательные предприятия.

Большинство известных способов добычи золота основано на непосредственном извлечении золота из руды (в основном, гравитационным методом, без предварительного обогащения). Для обогащения остаточной породы используют способы извлечения золота из руды путем амальгамирования и/или путем выщелачивания цианидом натрия. В обоих случаях недостатком является сложный процесс очистки сточных вод, вследствие высокой ядовитости отходов производства.

Во всех способах извлечения золота (в том числе и в гравитационном) требуется операция по измельчению породы, которая является достаточно дорогостоящей (в зависимости от богатства месторождения, крупности золота стоимость дробления составляет до 60% себестоимости добычи).

Идея сепарации веществ на основе различных эффектов взаимодействия с ними рентгеновского излучения уже хорошо зарекомендовала себя в разных областях промышленности. В настоящее время успешно применяется сепарация зерна в агропромышленности, при добыче алмазов, обогащении полиметаллических руд и иных продуктов. Однако на данный момент не существует методики сепарации золота с использованием рентгеноабсорбционного или рентгеноспектрального анализа – это связано с целым рядом факторов - недостаточным уровнем чувствительности детекторов, несовершенством методов обработки сигналов, создания эффективного быстродействующего механизма (шибер или пневмоотсекателя) для разделения пустой породы и концентрата при требуемой крупности помола и так далее.

В целом создание рентгеноспектрального сепаратора золотой руды предполагает решение следующих задач:

- разработку методики рентгеновского контроля породы рентгеноабсорбционным и/или рентгеноспектральным методом (схема съемки, требования к источнику и приемнику излучения, режимам из работы и т.д.);
- оценку предельных возможностей комплекса по извлечению частиц золота различной крупности в идеальных и реальных условиях;
- разработку программного комплекса управления сепаратором, в том числе - определение оптимального набора технических средств рентгеновского контроля, включая алгоритмы и программное обеспечение;
- разработку и изготовление действующего макета сепаратора.

На данный момент на основании поисковых работ в области сепарации различных руд опубликована результаты исследования возможностей рентгеноабсорбционного способа оценки количественного содержания самородного золота в руде [1], получен патент на способ оценки содержания золота в породе [3] и свидетельство на программу по определению содержания золота в породе [2]. Показанные в публикациях результаты подтверждают высокую перспективность внедрения методики рентгеноабсорбционного рентгеноспектрального анализа в процесс обогащения золотых руд.

Однако быстрое действие рентгеночувствительных ПЗС-линеек, позволяющих получать изображение частиц золота в породе не позволяют в настоящее время реализовать сепарацию руды в промышленном масштабе и более перспективным представляется использование рентгеноспектрального метода сепарации.

Реализация работы комплекса может быть описана следующим образом. Предварительно раздробленная порода подается транспортером в область анализа, где облучается веерным пучком излучения. Система регистрации (спектрометр) регистрирует сигнал и в случае получения пика характеристического излучения от золота (для спектрального метода) передает его в блок управления, который формирует сигнал на пневмоотсекатель, сдувающий сегмент породы с обнаруженной частицей.

Наиболее важным фактором, определяющим характеристики сепаратора, является его рентгенооптическая схема, описывающая взаиморасположение источника излучения, анализируемого объекта и детектора.

Зачастую также к параметрам рентгенооптической схемы относят спектральный состав первичного излучения (определяемый материалом анода рентгеновской трубки, ее рабочим напряжением и током, а также, при наличии – толщиной и материалом первичного фильтра) и параметры вторичного фильтра (естественно также в случае его наличия).

В случае реализации схемы рентгеноспектрального сепаратора золота в породе, необходимо учитывать тот факт, что анализируемый объект представляет собой не сплошную поверхность анализируемого материала, а куски породы, перемещающиеся по наклонной плоскости (поддону), чаще всего с некоторым расстоянием между ними, следовательно, в большую часть времени в детектор будет попадать не только вторичное характеристическое излучение от кусков породы или частиц золота, но и характеристическое излучение от поддона. При этом, естественно, детектор все время будет регистрировать

фоновый спектр первичного излучения от рентгеновской трубки, рассеянного на тех или иных элементах рентгенооптической схемы.

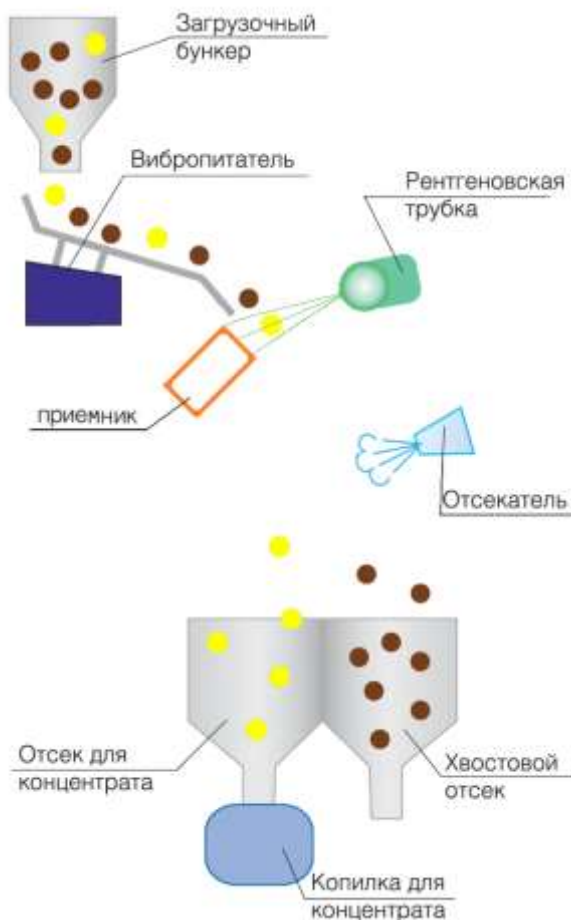


Рис. 1. Рентгенооптическая схема сепаратора.

Использование газового пропорционального детектора представляется наиболее предпочтительным – поскольку энергетическое разрешение сцинтилляционного детектора невозможно из-за его низкого разрешения, а полупроводникового – из-за его низкой скорости счета импульсов. При разработке требования к рентгенооптической схеме должны быть выполнены следующие условия:

- максимальное возбуждение L-серии золота в породе;
- отсутствие наложения рассеянного излучения характеристических линий материала анода на L-серию золота;
- минимизация рассеянного фона первичного тормозного излучения в спектральной области регистрации L-серии золота.

По сути задача сводится к нахождению некоего максимума функции, зависящей от нескольких параметров – контрастности аналитической линии (соотношения ее интенсивности к фону), ее абсолютной интенсивности (определяющей скорость принятия решения системой обработки информации), быстродействием регистрирующей системы в целом и исполнительных механизмов отсеки породы.

Разработанная программа моделирования спектров первичного излучения [4] позволяет моделировать режимы работы источника рентгеновского излучения в широких диапазонах характеристик.

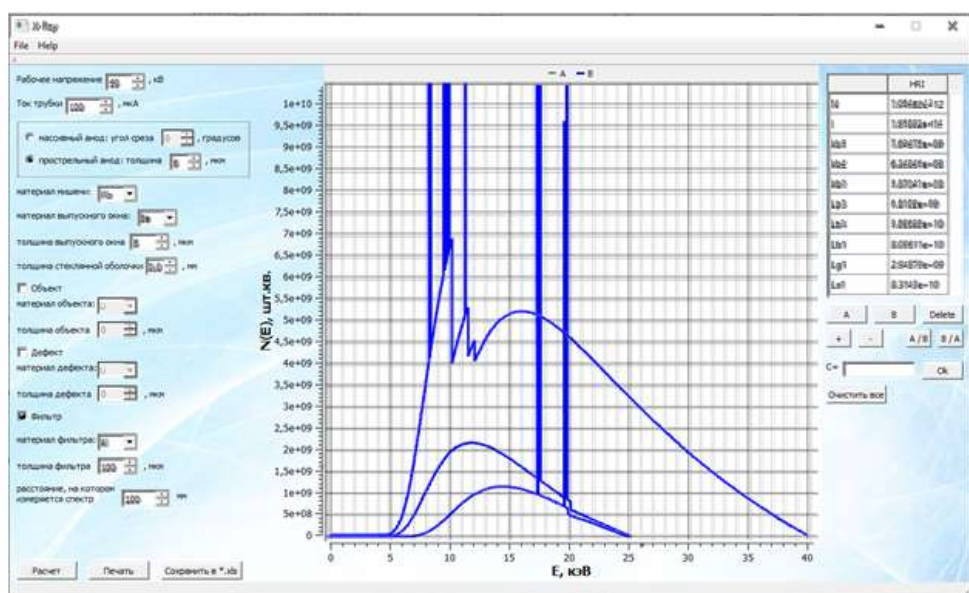


Рис. 2. Моделирование спектров первичного излучения.

Проведенные теоретические исследования с последующей их проверкой на экспериментальном макете сепаратора позволили определить оптимальные параметры источника рентгеновского излучения – напряжение (от 25 до 40 кВ), материал анода (родий или серебро), материал и толщину первичного фильтра (обеспечивающего существенное снижение фона в области 10-15 кэВ). Кроме того, расчеты показали, что, с учетом энергетического разрешения детектора в качестве материала поддона (лотка), в котором осуществляется перемещение породы практически единственным выбором остается титан (удовлетворяющий и по износостойкости и по вкладу в спектр регистрируемого детектором рентгеновского излучения).

#### Литература.

1. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Староверов Н.Е., Холопова Е.Д. Способ оценки количественного содержания самородного золота в руде / Машиностроитель, №1, 2016, с.39-43.
2. Пат. RU 2595826. Патент на изобретение. Способ определения количественного содержания самородного золота в руде./ Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Бессонов В.Б., Староверов Н.Е., Холопова Е.Д. Оpubл. 27.08.2016.
3. Пат. RU 2015660387. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программа для определения содержания золота в породе «Goldfinger» / Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Потрахов Н.Н., Староверов Н.Е., Холопова Е.Д., Терентьева О.В. Оpubл. 20.10.2015.
4. Пат. RU 2014618547. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программа для моделирования спектров излучения «Спектрон» / Холопова Е.Д., Бессонов В.Б., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Лившиц А.О., Кунашик Е.С. Оpubл. 20.09.2014.

## РАЗВИТИЕ ДОСМОТРОВЫХ СИСТЕМ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ГРУЗОВ И БАГАЖА

Усачев Е.Ю. (ИНПЦ «СНК» МИРЭА), Усачев В.Е. (ООО «Диагностика-М»)

В настоящее время в России и за рубежом ведется активная работа по организации досмотровых мероприятий грузового автотранспорта в целях обеспечения безопасности населения и выявления, опасных и запрещенных к перевозке веществ и предметов. Во всех случаях досмотровые мероприятия проводятся с использованием специальной досмотровой аппаратуры.

Досмотровые мероприятия по обеспечению безопасности населения на транспорте проводятся с целью своевременного обнаружения опасных и запрещенных к провозу веществ и предметов. Прежде всего это диверсионно-террористические средства, к которым относятся огнестрельное и холодное оружие, штатные и самодельные взрывные устройства, радиоактивные и делящиеся вещества. Запрещенные к провозу предметы и вещества – это наркотические вещества, пожароопасные и отравляющие вещества, а также вещества и предметы в соответствии с утвержденным по каждому виду транспорта списком.

Уровень решения досмотровых задач в целях обеспечения безопасности населения на транспорте и выявления запрещенных к провозу предметов и веществ определяется целым рядом критериев, основные из которых:

- вероятность обнаружения опасных или запрещенных веществ и предметов;
- вероятность (частота) срабатываний на досматриваемые объекты, которые не содержат опасных или запрещенных веществ и предметов; - минимальные масса и габариты опасных или запрещенных веществ и предметов, которые могут быть надежно выявлены при проведении досмотра (чувствительность);
- производительность досмотра (число досматриваемых в единицу времени объектов).

Организация досмотровых мероприятий и досмотровая техника по своим техническим характеристикам должны обеспечивать максимальный уровень выполнения задачи по выявлению опасных и запрещенных предметов и веществ. Современный подход при организации досмотровых мероприятий предполагает многоуровневый процесс проведения досмотра и принятия решения об опасности досматриваемого объекта, комплексное использование досмотровой техники, использующей различные физические принципы, что позволяет принимать решение о наличии опасных и запрещенных веществ и предметов по нескольким характерным отличительным признакам.

В докладе рассматриваются вопросы, связанные с практической разработкой и освоением серийного производства радиометрических систем досмотра крупногабаритных грузов и автотранспорта.

По результатам проведенных работ представлены состав комплексов и их общие технические характеристики в сравнении с зарубежными аналогами. Приводятся результаты опытной эксплуатации изделий, которая осуществлялась на различных объектах заказчиков в период с 2014 года по настоящее время.

Также отражены результаты разработки автоматизированных комплексов досмотра ручной клади и багажа пассажиров, предназначенных для размещения на объектах транспортной инфраструктуры.

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

---

Подписано в печать 25.11.20. 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](mailto:Letiizdat@mail.ru)



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ  
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**