



*V Всероссийская
научно-практическая
конференция производителей
рентгеновской техники*



САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
30 НОЯБРЯ – 1 ДЕКАБРЯ 2018

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

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

**ПРОГРАММА
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

30 ноября – 1 декабря 2018 г.

**Санкт-Петербург
2018**

V Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2018. 130 с.

ISBN 978-5-7629-1554-0

ОРГКОМИТЕТ

Шелудько В.Н., д.т.н., доц., ректор СПбГЭТУ «ЛЭТИ» (председатель)
Лучинин В.В., д.т.н., проф., и.о. директора департамента СПбГЭТУ «ЛЭТИ» по науке
Потрахов Н.Н., д.т.н., проф., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ» (сопредседатель)
Шестопапов М.Ю., д.т.н., проф., зав. каф. АПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ»
Куликов Н.А., к.т.н., генеральный директор АО «Светлана-Рентген»
Цветков В.И., генеральный директор АО НПП «Буревестник»
Блинов Н.Н., д.т.н., директор ЗАО «АМИКО»
Таубин М.Л., д.т.н., г.н.с. ФГУП НИИ НПО «ЛУЧ»
Усачев Е.Ю., к.т.н., директор ИНПЦ СНК
Элинсон М.Б., к.т.н., президент ЗАО «НИПК Электрон»
Дабагов А.Р., к.т.н., президент АО «Медицинские Технологии Лтд»
Фурсей Г.Н., д.ф.-м.н., проф., вице-президент РАЕН, заслуженный деятель науки РФ
Пеликс Е.А., ООО «Спектрофлэш»
Красильников С.Б., генеральный директор ООО «Синтез НПФ»
Васильев А.Ю., д.м.н., проф., заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАН
Буклей А.А., д.т.н., генеральный директор ООО «Флэш электроникс»
Грязнов А.Ю., д.т.н., проф. каф. ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ»
Кострин Д.К., к.т.н., доц. каф. ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ» (секретарь конференции)

ISBN 978-5-7629-2095-7

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2018

ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

Уважаемые коллеги!

Обращаюсь к Вам как научный руководитель группы компаний «ЭЛТЕХ-Мед», которые входят в одно из структурных подразделений Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ».

Основное направление нашей деятельности – разработка и производство технических средств рентгенодиагностики для различных отраслей промышленности, медицины, сельского хозяйства, а также научных исследований.

За более, чем 20-летний срок проведения научно-технических и технологических исследований мы приобрели большой опыт в области разработки и мелкосерийного производства оригинальных рентгеновских трубок, источников рентгеновского излучения на их основе, а также цифровых рентгенографических комплексов, включая микрофокусные рентгеновские компьютерные томографы.

Среди основных достижений за последние годы совместно с АО «Светлана-Рентген» следует отметить разработку отпаянных рентгеновских трубок с фокусным пятном микронных размеров, в том числе, трубку с вынесенной из вакуумного баллона прострельной мишенью, трубку с внутренней массивной мишенью на повышенное напряжение, а также трубку с вращающимся анодом и изменяемыми в широких пределах размерами фокусного пятна.

Таковыми являются рентгеновская трубка БС-16 (III) с выходным окном из бериллия, а также из искусственного алмаза на напряжение 150 кВ, рентгеновская трубка 0,2БПМ64-200 с массивной мишенью на напряжение 200 кВ и рентгеновская трубка 0,7БД63-150 с вращающимся анодом и электронной регулировкой размеров фокусного пятна на напряжение 150 кВ.

Минимальный размер эффективного фокусного пятна для всех трех трубок составляет от нескольких микрон до нескольких десятков микрон.

На основе отечественных рентгеновских трубок, в том числе указанных выше, разработана серия малогабаритных микро- и острофокусных источников рентгеновского излучения моноблочного типа семейства РИ и РАП на напряжение от 50 до 200 кВ, а также цифровые рентгенодиагностические комплексы семейства «ПАРДУС» в оригинальном портативном и традиционном исполнениях – на передвижном или настенном штативе для стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, травматологии и неонатологии.

Кроме того, мы занимаем одно из ведущих место в РФ в области создания цифровых рентгенографических комплексов самого различного назначения и конструктивного исполнения с учетом индивидуальных требований каждого конкретного заказчика.

Разработаны и освоены в мелкосерийном производстве передвижные multifunctionальные рентгенодиагностические установки семейства ПРДУ и настольные микрофокусные рентгеновские компьютерные томографы семейства МРКТ.

Особо следует отметить одну из первых в РФ томографическую установку с размерами рентгенозащитной камеры 1970×1710×1840 мм, которая предназначена для неразрушающего контроля качества электронных компонентов и печатных плат, в том числе изготовленных по BGA-технологии.

Описанные комплексы предназначены для получения двух- и трехмерных высокоинформативных изображений объектов малого и среднего размеров. Для контроля крупногабаритных объектов разработаны технические средства томографии, используемые без рентгенозащитной камеры, - томограф открытого типа.

Одна из наших последних разработок – источник рентгеновского излучения РАП50М-3П-1 на основе рентгеновской трубки с вынесенной прострельной мишенью 0,15БТМ2-50 (II). Источник предназначен для реализации оригинальной отечественной методики интраоперационной лучевой терапии рака легкого, разрабатываемой совместно с ведущими онкологами Санкт-Петербурга.

На основании достигнутых результатов наш молодой и амбициозный коллектив разработчиков, в том числе конструкторов, схемотехников и программистов готов решать все, как уже известные, так и вновь формулируемые задачи в области рентгенодиагностики.

Зав. кафедрой электронных приборов
и устройств СПбГЭТУ,



Потрахов Н.Н.

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

30 ноября 2018

Пленарное заседание (конференц-зал 5 корпуса)

- 9⁰⁰ Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10⁰⁰ Торжественное открытие конференции:**
Лучинин В.В., и.о. директора департамента СПбГЭТУ по науке
Потрахов Н.Н.
- 10¹⁵ Современные технические средства рентгенодиагностики в неонатологии**
Потрахов Н.Н.
- 10³⁰ Миниатюрные рентгеновские источники с автоэмиссионными катодами на основе углеродных нанотрубок**
Брацук А.В., Головин Н.А., Симонов А.А., Таубин М.Л., Чесноков Д.А.
- 10⁴⁵ Разработка принципиальных основ создания портативных рентгеновских аппаратов на базе взрывной и сильноточной квантовой размерной полевой электронной эмиссии из углеродных наноструктур**
Фурсей Г.Н., Поляков М.А., Бегидов А.А.
- 11⁰⁰ Цветовое контрастирование рентгенограмм**
Денисов А.К., Камышанская И.Г., Мазуров А.И.
- 11¹⁵ Цифровая промышленная радиография. Нормативная документация**
Усачев Е.Ю., Гнедин М.М.
- 11³⁰ Детектор излучения с повышенной чувствительностью без внешнего источника питания для рентгеновской толщинометрии**
Артемьев Б.В., Артемьев И.Б., Владимиров Л.В., Кантер Б.М.
- 11⁴⁵ Direct Conversion. Company Presentation**
Натаниэль Эллисон
- 12⁰⁰ Программно-аппаратная реализация метода контроля контактной (точечной) сварки**
Бессонов В.Б., Ларионов И.А.
- 12¹⁵ Система рентгеновской инспекции электронных узлов на основе КМОП детектора**
Устинов А.О.
- 12³⁰ Разработка рентгеноспектрального анализатора состава технологических продуктов гидрометаллургических предприятий**
Гоганов А. Д.
- 12⁴⁵ Перспективы цифровой рентгенографической оценки скрытой поврежденности партий семян для прогноза их хозяйственной пригодности**
Архипов М.В., Тюкалов Ю.А., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Потрахов Н.Н.
- 13⁰⁰ Обед**

Секция А (конференц-зал 5 корпуса)

- 13⁴⁵ Способ деперсонифицированной защищенной раздельной передачи и раздельного хранения DICOM данных**
Авишаров Е.М.
- 14⁰⁰ Рутинные рентгенологические исследования, как методики скрининга асимптоматической каротидной болезни**
Стародубцева М.С., Лежнев Д.А., Стулин И.Д.
- 14¹⁵ Возможности компьютерной томографии в определении структуры эндодонтического материала и качества лечения зубов (в эксперименте)**
Петровская В.В., Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Бессонов В.Б., Клестова И.А., Ничипор Е.А.
- 14³⁰ Возможности магнитно-резонансной диагностики скрытых и стрессовых повреждений голеностопного сустава и стопы у футболистов**
Магомедова З.М., Егорова Е.А.
- 14⁴⁵ Рентгенография семян овощных культур: настоящее и перспективы**
Мусаев Ф.Б., Потрахов Н.Н., Белецкий С.Л.
- 15⁰⁰ Источник рентгеновского излучения для интраоперационной лучевой терапии**
Дмитриев А.С., Тимофеев Г.А., Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н.
- 15¹⁵ Оценка эффективности применения Dual Energy и Metal Artefact Reduction при проведении компьютерной томографии пациентам с металлоконструкциями**
Васильев Ю.А., Семенов Д.С., Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Петрайкин А.В., Васильева Ю.Н., Бронов О.Н., Потрахов Н.Н.
- 15³⁰ О модернизации рентгенодиагностической установки для проведения томографических исследований**
Ободовский А.В., Клонов В.В., Ларионов И.А., Потрахов Н.Н.
- 15⁴⁵ Специализированный рентгеновский аппарат для ветеринарии**
Клонов В.В., Ларионов И.А., Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б.
- 16⁰⁰ К разработке критериев обоснования назначений рентгенорадиологических исследований в Российской Федерации**
Борискина А.Н., Водоватов А.В., Чипига Л.А., Камышанская И.Г.
- 16¹⁵ Разработка методики определения коэффициента выполненности семян при помощи микрофокусной рентгенографии**
Староверов Н.Е., Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Гук К.К.
- 16³⁰ Использование тест-объекта «контраст-деталь» для оптимизации цифровой рентгенографии органов грудной клетки**
Тельнова А.Ю., Водоватов А.В.
- 16⁴⁵ Оценка доз облучения пациентов и радиационных рисков в позитронной эмиссионной томографии в России**
Чипига Л.А., Звонова И.А., Пойда М.Д.

Секция Б (аудитория 5552)

- 13⁴⁵ Рентгеновская трубка с полевым композитным катодом для рентгенофлуоресцентного спектрометра**
Лупехин С.М.
- 14⁰⁰ Возможная модернизация сепаратора РГС-ОДЗ для обработки материала с размерами +0.5-3**
Жогин И.Л., Колков П.И., Романовская Т.Е., Саенко П.И.
- 14¹⁵ Режекторные рентгеновские фильтры на основе мозаичных кристаллов и поликапилляров**
Турьянский А.Г., Гижа С.С., Сенков В.М., Пириин И.В.
- 14³⁰ Модернизация катодного узла малогабаритной металлокерамической рентгеновской трубки**
Бочков В.Д., Николаев В.Н., Панов П.В., Салынов И.А., Мамонов И.А.
- 14⁴⁵ Быстрая рентгеновская спектрометрия на базе призмной алмазной оптики**
Гижа С.С., Турьянский А.Г.
- 15⁰⁰ Экспериментальные исследования рентгеновского канала связи**
Тимофеев Г.А., Потрахов Н.Н., Нечаев А.И.
- 15¹⁵ Модернизированный импульсный рентгеновский аппарат ПАМИР 300 МОНО**
Пеликс Е.А., Васильев Е.А.
- 15³⁰ Автоэмиссионные катоды рентгеновской трубки для лучевой терапии и диагностики на основе углеродных нанотрубок**
Брацук А.В., Симонов А.А., Таубин М.Л.
- 15⁴⁵ Механизм финансирования разработки и реализации рентгеновской техники на основе медицинских накопительных счетов**
Соколов Е.В., Костырин Е.В.
- 16⁰⁰ Экспериментальное исследование возможности выявления дефектов в изделиях из ПКМ различными методами неразрушающего контроля**
Аношкин А.Н., Осокин В.М., Третьяков А.А., Пеленев К.А., Лузин Г.С., Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б.
- 16¹⁵ Применение рентгенографического метода неразрушающего контроля в процессе проведения механических лабораторных испытаний**
Аношкин А.Н., Осокин В.М., Третьяков А.А., Пеленев К.А., Сальников А.Ф.
- 16³⁰ Портативный рентгеновский дефектоскоп ПРИМА-300 МОНО**
Васильев Е.А., Орлов В.В.
- 16⁴⁵ Разработка методики оценки точности определения измеряемого коэффициента диффузии при МРТ**
Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Семенов Д.С., Петряйкин А.В., Васильев Ю.А., Кивасев С.А., Потрахов Н.Н.
- Конференц-зал 5 корпуса**
- 17⁰⁰ Круглый стол по актуальным вопросам рентгенотехники**
- 17³⁰ Торжественный ужин**

1 декабря 2018

Экскурсия на производство АО «Светлана-Рентген»

СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ В НЕОНАТОЛОГИИ

***Потрахов Н.Н.
(СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

В настоящее время ежегодно в результате самопроизвольных преждевременных родов или в результате планового искусственного прерывания беременности на поздних сроках недоношенными появляются на свет до 10% от общего числа новорожденных. По определению ВОЗ с 1974 г., а в нашей стране с 2013 г. [Приказ Минздравсоцразвития России №1687н] новорожденный считается жизнеспособным при массе тела от 500 г и выше. Такой ребенок умещается на ладони взрослого человека и на момент рождения имеет целый набор заболеваний.

В отечественной и мировой клинической практике в основе диагностики новорожденных с экстремально низкой массой тела лежит рентгенография. Одним из наиболее опасных заболеваний недоношенных детей является ателектаз легкого – неполное расправление легочной ткани на ограниченном участке или во всем легком. Рентгенография легких при диагностике ателектаза должна проводиться непосредственно после рождения, а затем регулярно в течение всего срока выхаживания. При этом во время выхаживания ребенок находится в специальном боксе – кювезе, в котором поддерживается необходимый режим температуры, влажности, оксигенации, а также вскармливания и введения необходимых лекарств через зонды. Соответственно рентгенография таким детям должна осуществляться не в стационарных рентгеновских кабинетах, а в реанимационных отделениях или палатах интенсивной терапии. Зачастую она проводится одновременно с лечебными процедурами: искусственная вентиляция легких, кардиотоническая или инфузионная терапия, активная аспирация. В отдельных случаях – непосредственно во время транспортировки новорожденного из роддома в перинатальный центр.

Анализ известных отечественных и зарубежных публикаций, посвященных техническим средствам рентгенодиагностики в неонатологии и педиатрии, позволяет сделать следующие выводы:

1. При разработке технологии рентгенодиагностики недоношенных новорожденных, включая методику рентгеновской съемки и технические средства ее реализации, необходимо неукоснительно соблюдать принцип ALARA на основании критерия «польза-риск».

2. Учитывая высокую и неконтролируемую подвижность новорожденных, а также большую частоту сердечных сокращений (до 130 ударов в минуту и более), время экспозиции при рентгеновской съемке должно быть минимально возможным.

3. В приемниках рентгеновского изображения необходимо использовать плоскпанельный детектор (DR-технология), а не экран с фотостимулируемым люминофором – CR-технология, что обусловлено рядом причин:

- CR-технология не позволяет оперативно оценить качество снимка, так как большинство систем визуализации этого типа требует переноса кассеты, содержащей экран с памятью, в считывающее устройство и его последующее относительно длительное сканирование;

- при проведении рентгенодиагностического исследования необходимо иметь набор кассет по количеству выполняемых снимков, что в нестационарных условиях, например, в родильном зале, трудно обеспечить;

- квантовая эффективность экранов с памятью ограничена величиной 0,3 – 0,5, в то время как квантовая эффективность плоскопанельных детекторов уже приблизилась к 0,8 – 0,9.

4. Общий вес передвижного неонатального рентгеновского аппарата не должен превышать 100-150 кг, что позволит перемещать его одному человеку, включая женский медперсонал.

5. Должна быть обеспечена возможность подъёма излучателя аппарата над полом на высоту не менее 180 см.

6. Режимы съёмки в зависимости от веса и размеров тела (росто-весовых показателей) новорожденного: максимальное напряжение 120 кВ; экспозиция снимка 1,5 – 3 мАс; минимальное время снимка от 0,1 с, эффективный размер фокусного пятна рентгеновской трубки 0,3 – 0,5 мм.

7. Для максимально полного решения задач неонатальной рентгенодиагностики в нестационарных неспециализированных условиях в состав рентгеновского аппарата целесообразно ввести комплект приспособлений для неонатальной съёмки. Такой комплект включает в себя:

- моноблочный микрофокусный источник рентгеновского излучения (ИРИ) в портативном исполнении; напряжение до 70 кВ, ток до 1 мА, эффективный размер фокусного пятна не более 0,1 мм;

- малогабаритное штативное устройство для позиционирования моноблока ИРИ относительно новорожденного, находящегося в колыбели или кювезе. При проведении рентгенодиагностических исследований устройство оперативно крепится к основанию колыбели или кювезы и обеспечивает три степени свободы для линейных перемещений моноблока и две – для угловых. Перемещение моноблока производится вручную с последующей фиксацией в установленном положении;

- особо следует отметить, что конструкция ИРИ должна обеспечивать возможность проведения рентгеновской съёмки без использования штативного устройства – «с руки».

Перечисленные технические средства рентгенодиагностики в совокупности позволяют одновременно проводить стандартную контактную съёмку на острофокусном рентгеновском аппарате с использованием передвижного штатива, а также съёмку на микрофокусном аппарате, в том числе с увеличением изображения, как с использованием малогабаритного штативного устройства, так и без него. Это принципиально расширяет диагностические возможности проведения рентгенологических обследований в неонатологии, а также педиатрии.

Возможности комплекта приспособлений для неонатальной съёмки были продемонстрированы в ходе клинических испытаний прототипа такого комплекта на базе перинатального центра ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова». В качестве моноблока ИРИ был использован первый отечественный портативный рентгеновский аппарат семейства «ПАРДУС». В качестве приемника рентгеновского изображения использовался крупноформатный плоскопанельный детектор рентгеновского излучения. Съёмка проводилась вручную без использования штатива.

Предварительно на препаратах тел новорожденных с различными росто-весовыми показателями были определены физико-технические условия микрофокусной неонатальной съемки. Они составили: напряжение –55 кВ, ток – 0,15 мА, время снимка до 0,2 с, фокусное расстояние от 20 до 40 см.

В ходе клинических испытаний приспособлений для неонатальной микрофокусной съемки было обследовано более 50 пациентов и получено 58 рентгеновских снимков головы шейного отдела, органов грудной клетки, брюшной полости, малого таза, верхних и нижних конечностей. В качестве экспертных изображений при оценке полученных результатов были использованы рентгеновские снимки этих же областей тела пациентов с аналогичными росто-весовыми показателями, выполненные на рентгеновском аппарате Mobilet XR.

Сравнительный анализ рентгеновских снимков, выполненных на портативном аппарате семейства «ПАРДУС» и передвижном – Mobilet XR показал, что интерпретация и, соответственно, описание микрофокусных рентгеновских изображений не вызывали у рентгенологов никаких дополнительных затруднений. При этом были отмечены:

- снижение радиационной нагрузки на пациента от 2 до 5 раз (в зависимости от типа рентгенологической процедуры);
- принципиальное повышение мобильности рентгеновского аппарата и удобства его использования.

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

МИНИАТЮРНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ИСТОЧНИКИ С АВТОЭМИССИОННЫМИ КАТОДАМИ НА ОСНОВЕ УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК

Брацук А.В., Головин Н.А., Симонов А.А. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»»), Таубин М.Л. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»»), НИЯУ МИФИ), Чесноков Д.А. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»»)

В наших предыдущих работах мы описывали перспективы применения наноструктурированных материалов для изготовления катодов и анодов рентгеновских трубок медицинского назначения. В представленном докладе мы сконцентрировали внимание на источниках рентгеновского излучения, использующих автоэлектронную эмиссию и катоды на основе углеродных нанотрубок.

К этим вопросам в последние несколько лет привлекается большое внимание разработчиками рентгеновской техники во многих странах мира. Такое внимание обусловлено тем, что автоэмиссионные катоды, обеспечивающие эмиссию электронов при комнатной температуре, позволяют минимизировать размеры рентгеновских трубок. Именно появившаяся возможность изготавливать автоэмиссионные катоды из углеродных нанотрубок и, как следствие, изготавливать миниатюрные рентгеновские источники обусловило бурное развитие контактной рентгенотерапии. Главный аспект при этом состоит в том, что источник можно подводить непосредственно к опухоли как внутри организма, так и на поверхности тела не опасаясь повредить соседние ткани.

В докладе приводится схема миниатюрной рентгеновской трубки с катодом из нанотрубок, дозы рентгеновского излучения, изображения различных объектов и схема

рентгеновского многолучевого аппарата с использованием миниатюрных рентгеновских трубок с автоэмиссионными катодами на основе углеродных нанотрубок.

Подчеркивается, что достигнутые дозы рентгеновского излучения (3,5 Гр/ч) достаточны для проведения единичных фракций более 20% онкологических заболеваний, а одновременное использование во время процедуры нескольких миниатюрных источников существенно расширяет возможности лучевой терапии (рисунок 1).



Рис.1. Фотография миниатюрного источника и иллюстрация его применения при рентгенотерапии волосяного покрова черепа

РАЗРАБОТКА ПРИНЦИПИАЛЬНЫХ ОСНОВ СОЗДАНИЯ ПОРТАТИВНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ НА БАЗЕ ВЗРЫВНОЙ И СИЛЬНОТОЧНОЙ КВАНТОВО РАЗМЕРНОЙ ПОЛЕВОЙ ЭЛЕКТРОННОЙ ЭМИССИИ ИЗ УГЛЕРОДНЫХ НАНОСТРУКТУР

Фурсей Г.Н., Поляков М.А., Бегидов А.А.

(НИЦЭПП при СПбГУТ им. проф. Бонч-Бруевича)

Последние исследования обнаружили ряд новых особенностей взрывной электронной эмиссии из углеродных наноструктур и новый вид электрон эмиссии из квантово размерных структур. В докладе приводятся основные закономерности эмиссионных процессов, параметры рентгеновских источников на основе этих видов эмиссий и их функциональные возможности.

При приложении электрических полей с напряженностью $F \geq 10^7$ В/см к поверхности проводника возникает автоэлектронная эмиссия (АЭ) [1]. Это сугубо квантово-механическое явление, которое объясняется туннелированием электронов сквозь потенциальный барьер на границе твердое тело–вакуум, и хорошо описывается теорией Фаулера–Нордгейма. С увеличением напряженности электрического поля АЭ теряет свою устойчивость и возникает взрывная эмиссия (ВЭ) [2]. Она инициируется в электрических полях $F > 10^8$ В/см.

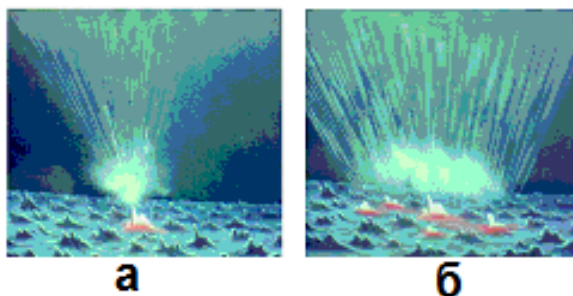


Рис 1. Процесс взрывной электронной эмиссии. а- начало процесса; б- развитие процесса

Этот вид эмиссии связан с электрическим взрывом нанометровых неоднородностей на поверхности катода при протекании через них предельных токов АЭ. Эмиссия электронов имеет место при фазовом переходе из конденсированного состояния вещества катода в плотную плазму. Описание явления ВЭ дано в ряде обзорных статей и монографий [3].

Обнаружение явления взрывной электронной эмиссии (ВЭЭ), открыло принципиально новые возможности для создания наносекундных рентгеновских источников. Было понято, что необходимо создание специальных условий для обеспечения воспроизводимости процесса взрывной эмиссии. Понимание условий эксплуатации ВЭЭ катодов позволило создать рентгеновские трубки, имеющие большой срок службы (более 1 млн. включений). В подавляющем большинстве импульсных рентгеновских трубок использовались и используются металлические тугоплавкие катоды (Mo, W, и т.п.). Прямые эксперименты показали, что в процессе ВЭЭ на поверхности металла образуются нанометровые выступы и более крупные образования микронных размеров. Именно эти “большие” микронные выступы, приводят к основной эрозии поверхности катода при ВЭЭ и переносу вещества в промежутке катод – анод, запылению анода и многим другим вредным явлениям. Сравнительно недавно, было показано, что гораздо более перспективным материалом для ВЭЭ катодов является углерод [3]. В данной работе рассмотрен новый класс рентгеновских трубок, созданных на основе различных нанокластеров углерода.

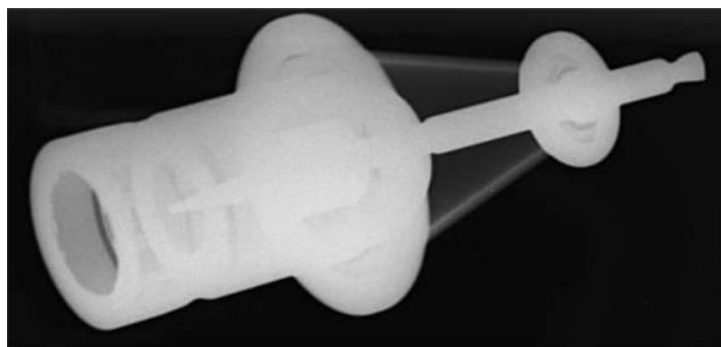


Рис 2. Рентгеновская трубка на основе нанокластеров углерода

Рентгеновские трубки с катодами на основе углерода обладают высоким ресурсом, и существенно более широким диапазоном длин волн рентгеновского излучения. Углеродные ВЭЭ катоды в гораздо меньшей степени загрязняют анод и другие элементы рентгеновской трубки в процессе эксплуатации. При ВЭЭ из углеродных материалов более чем на порядок уменьшается перенос вещества в процессе эксплуатации. Углерод, как более легкий материал с малым атомным номером, при запылении выходного окна приводит к гораздо меньшему поглощению рентгеновского излучения.

Ниже представлены несколько рентгеновских снимков, сделанных при помощи портативного рентгеновского аппарата, с рентгеновской трубкой на основе взрывной электронной эмиссии.

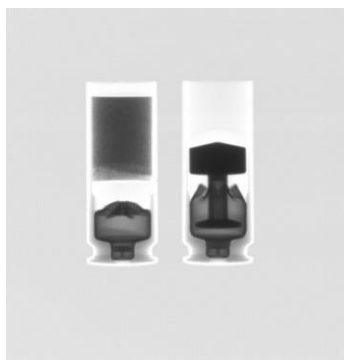


Рис 3. Снимок различных патронов



Рис 4. Снимок пистолета на котором виден высверленный ствол и пустая обойма

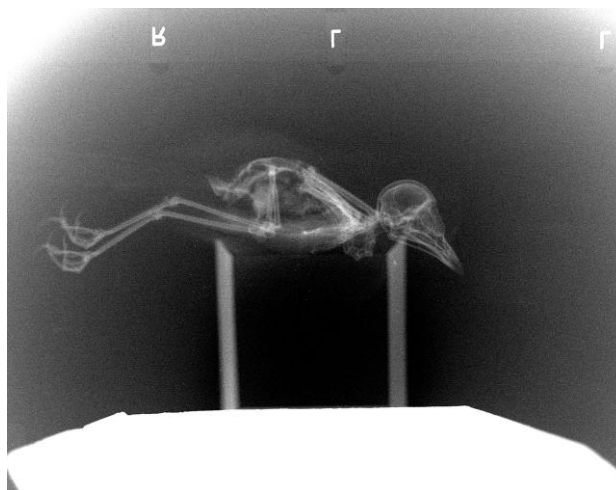


Рис 5. Синица

В данном докладе описан новый вид эмиссии, который возникает в области сравнительно слабых полей $F \geq 10^5$ В/см при приложении импульсного электрического поля к катоду, изготовленному из графеноподобных структур (ГПС) [4]. В соответствии с характером эмиссионного процесса, который связан с кратковременным испусканием электронов, этот вид можно назвать «флэш-эмиссией» (flash-emission).

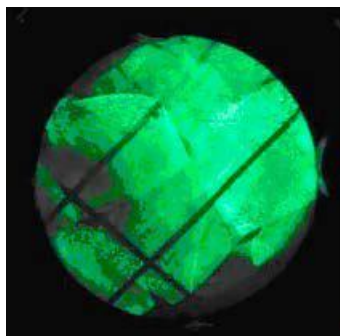


Рис 6. Эмиссионное изображение графеноподобных структур

Она не связана с разрушением локальных нано- и микрообластей поверхности катода, как это имеет место при ВЭ. Указанный тип высокоинтенсивной сильноточной эмиссии позволяет получать в наносекундном диапазоне импульсные токи до нескольких сотен ампер. Длительность процесса зависит от напряженности электрического поля и уменьшается при его увеличении. Характерные времена эмиссии составляют 1...5 нс. Длительность испускания электронов определяется величиной заряда, сосредоточенного в приповерхностной области ГПС. Время восстановления (релаксации) исходного состояния катода (эмиттера) после отбора электронного тока превышает 300 нс.

Таким образом использование рентгеновских трубок на основе нового эффекта эмиссии из квантово размерных структур, для производства рентгеновских аппаратов, позволит создать новый класс портативных рентгеновских аппаратов.

Прямыми экспериментами показана возможность эффективной фокусировки мощного импульсного рентгеновского излучения, генерируемого под действием наносекундных импульсов взрывной электронной эмиссии из углеродных нанокластеров [5]. В экспериментах использовалась поликапиллярная рентгеновская оптика. Показана возможность уменьшения рентгеновского пятна в фокусе поликапиллярной линзы вплоть до двадцати крат по отношению к начальному размеру пятна. Исходя из полученных данных, можно предположить, что поликапиллярная рентгеновская оптика так же применима для трубок, в которых используется новый вид электронной эмиссии из квантово размерных структур.

Литература

1. Фурсей Г.Н. Автоэлектронная эмиссия. СПб.: Лань, 2012.
2. Fursey G.N. // Appl. Surf. Sci. 2003. V. 215. P. 1113.
3. Г. Н. Фурсей, М. А. Поляков, И. И., Закиров, А.А. Бегидов, А. А. Подымский, А. А. Якуб// "Новый класс портативных рентгеновских аппаратов на основе катодов из нанокластеров углерода"// Радиотехника и электроника, 2017, Т.62, № 8, С.782–786.
4. Фурсей Г.Н., Поляков М.А.// "Новый вид электронной эмиссии, стимулированной электрическим полем", Радиотехника и электроника, Т.63, №3, 2018, С. 262-267.
5. Бегидов А.А., Фурсей Г.Н., Поляков М.А.// "Внешняя фокусировка наносекундного импульсного излучения"// Письма в ЖТФ. Т. 42, №3, 2016, С. 46

ЦВЕТОВОЕ КОНТРАСТИРОВАНИЕ РЕНТГЕНОГРАММ

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

Впервые преобразование яркостного контраста рентгенограмм в цветовой (кодирование цветом) было произведено в 1958 г. [1]. Предполагалось, что метод цветового контрастирования черно-белого изображения может обнаружить малые отличия плотности близко расположенных участков, а также регистрировать различия или сходства в далеко расположенных участках рентгенограмм. С тех пор по цветовому контрастированию рентгенограмм написано много статей и глав книг [2, 5], защищен ряд диссертаций, получены десятки патентов, но в рентгенологической практике раскраска рентгенограмм практически не получила применения. В результате использования различных шкал цветовой кодировки (абсолютно черного тела, радужной и ряда других) в пределах объема цветового куба RGB колориметрической системы монитора не было получено ощутимых результатов. Поэтому в рентгеновских аппаратах общего применения цветное контрастирование не предусмотрено, в то время как в УЗИ, МРТ, ядерной медицине и КТ раскраска изображений используется достаточно широко. Анализ существующих цветовых шкал показал, что для многоградационных, высокодетальных и зашумленных изображений, к которым относятся рентгенограммы, опробованные шкалы не обеспечивают психологическую точность [3] раскрашенных рентгенограмм с исходными, и их дешифрование не дает дополнительной информации для постановки диагноза.

В работе [4] для обеспечения психологической точности раскрашенной рентгенограммы с исходной была использована квантовая гипотеза цветового зрения, в соответствии с которой цвет в низшей метрике определяется тремя параметрами: F – числом эффективно поглощенных зрительной системой фотонов за время суммации (т. е. яркостью), их суммарной энергией $E = F\bar{\varepsilon}$ и дисперсией этой энергии $D(E) = F\bar{\varepsilon}^2$, где $\bar{\varepsilon}$ – средняя энергия фотонов, $\bar{\varepsilon}^2$ – квадрат средней энергии фотонов.

Исходя из этого, контраст цветной детали на цветном фоне можно вычислить по соотношению:

$$K = K_{\pi} \pm K_{\text{ц}} = \frac{\Delta F}{F_{\Phi}} \pm \left(\frac{\Delta \bar{\varepsilon}}{\bar{\varepsilon}_{\Phi}} + \frac{\Delta \bar{\varepsilon}^2}{\bar{\varepsilon}_{\Phi}^2} \right), \quad (1)$$

где K_{π} – контраст яркости, $K_{\text{ц}}$ – контраст цветности.

Из (1) следует, что при раскраске рентгенограмм суммарный контраст не должен быть меньше контраста яркости. Все три координаты цветов F , E , $D(E)$ на выбранной траектории должны быть непрерывными и монотонными функциями от яркости исходной черно-белой рентгенограммы. Эти требования позволяют расположить в ряд основные и дополнительные цвета монитора максимальной яркости, отнесенной к единице, а также черный и белый цвета. Данный ряд представлен в таблице 1.

Таблица 1. Ряд цветов монитора и их параметры

цвет	черный	синий	красный	пурпурный	зеленый	голубой	желтый	белый
F	0	0,11	0,3	0,41	0,59	0,7	0,89	1
E	0	0,2354	0,477	0,7124	1,1269	1,3292	1,6048	1,8391
$D(E)$	0	0,5038	0,7584	1,2379	2,1524	2,5241	2,8935	3,4451

Соединив цвета этого ряда линейными отрезками, мы получим траекторию максимально насыщенных цветов в цветовом теле монитора. Эта траектория обеспечивает сохранение яркостного контраста исходной рентгенограммы, непрерывность и монотонность координат цветов F, E и D(E).

Анализ таблицы 1 показывает, что можно построить несколько виртуальных цветовых шкал, обеспечивающих непрерывность и монотонность изменения F, E и D(E), которые получаются в результате исключения из ряда одного или нескольких цветов. Так как выбранные цвета являются максимально насыщенными, то в изображении наблюдается исчезновение мелких деталей в интенсивно окрашенных участках рентгенограммы. Поэтому, с целью снижения насыщенности, необходимо произвести алгебраическое суммирование амплитудных характеристик цветовых каналов R, G, B исходного и раскрашенного изображений. Значение насыщенности может быть параметризовано и задаваться при обработке каждой конкретной рентгенограммы.

Функциональная схема цветового контрастирования по предлагаемому методу представлена на рис. 1.

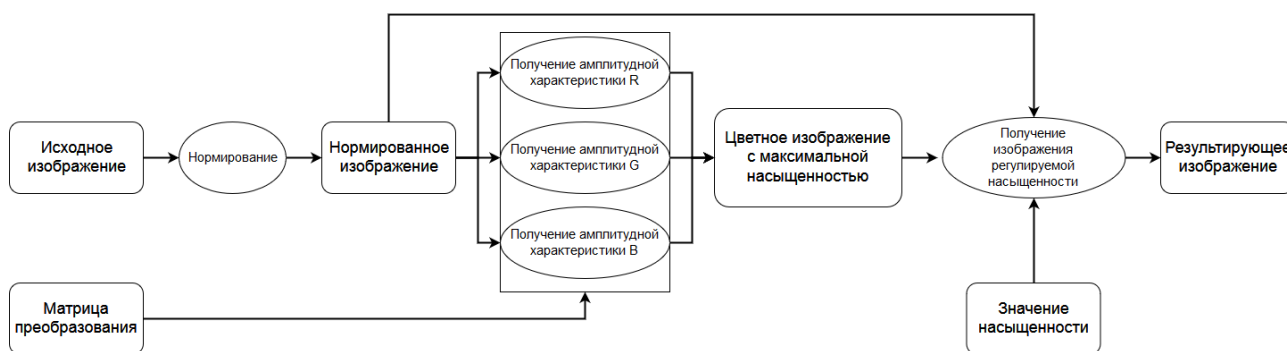


Рис. 1. Функциональная схема цветового контрастирования

Черно-белое изображение исходной рентгенограммы подвергается нормированию, то есть приведению максимума яркости к единице, а минимума к нулю. Эта операция необходима для установления связи между плотностями деталей снимка и цветом. Далее нормированное черно-белое изображение разделяется на три канала R, G и B с амплитудными характеристиками для выбранной траектории насыщенных цветов. Преобразование осуществляется с использованием матрицы преобразования, которая рассчитывается в ходе решения системы уравнений, описанной в работе [4].

Раскрашенное изображение далее суммируется с исходным нормированным изображением для понижения насыщенности. Насыщенность каждого класса рентгенограмм врач-рентгенолог должен устанавливать самостоятельно, исходя из опыта анализа контрастирования цветом. Выходными данными представленного алгоритма является результирующее цветное изображение.

Для каждой используемой шкалы могут быть построены амплитудные характеристики каналов виртуального изображения. Для шкалы с максимальным количеством цветов из ряда, представленного в таблице 1, такие характеристики приведены на рис. 2.

На рис. 3 представлена траектория используемых цветов при разных насыщенностях. Траектория при насыщенности 0% представляет собой отрезок, соединяющий точки с координатами (0, 0, 0) и (1, 1, 1).

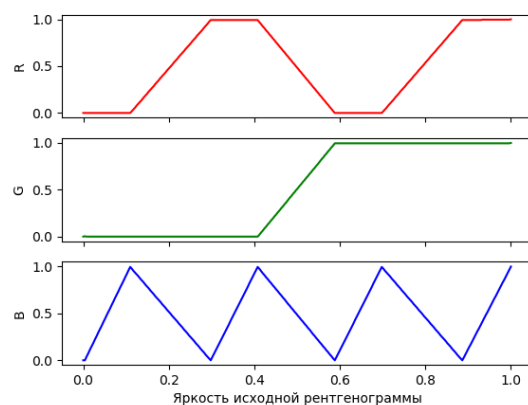


Рис. 2. Амплитудные характеристики каналов виртуального изображения

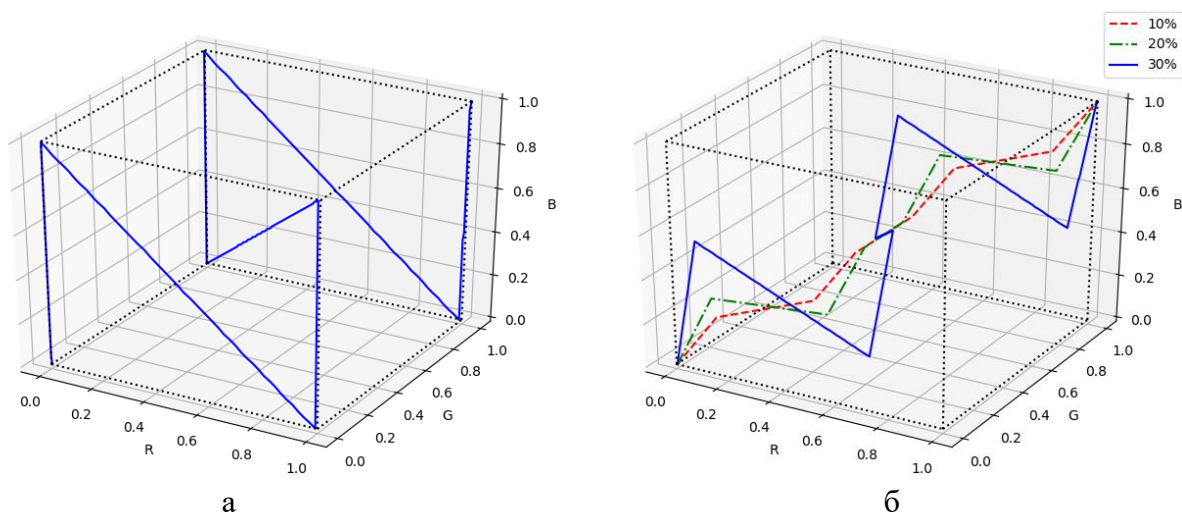


Рис.3.Траектория используемых цветов шкалы, а – при насыщенности 100%,
б – при насыщенностях 10%, 20% и 30%

Рентгенологи Мариинской больницы Санкт-Петербурга провели сопоставительный анализ нескольких десятков исходных черно-белых рентгенограмм грудной клетки, черепа, таза с раскрашенными по разработанному методу. При анализе снимков на мониторе воспроизводились исходная и раскрашенная рентгенограммы для уменьшения количества ложноположительных заключений. В результате было установлено следующее:

1. В контрастированных цветом рентгенограммах в большинстве случаев сохранялась вся диагностическая информация, которая содержится в исходном снимке. Кроме того, в ряде случаев можно получить дополнительную информацию об исследуемых органах.
2. За счет увеличения градиционной разрешающей способности ткани разной плотности приобретают разные цветовые оттенки.
3. Увеличивается дифференциация суммарной плотности тканей по полю изображения.
4. Цвет изменяется на границе тканей разной плотности, что подчеркивает контуры; слабо дифференцируемые на исходной рентгенограмме симптомы лучше различаются на цветном изображении.
5. В ряде случаев на цветном изображении появляется псевдообъемность.

6. На одном из снимков таза по цвету удалось выделить разные степени уменьшения плотности костной ткани вокруг искусственного тазобедренного сустава; вероятно, уплотнение кости (остеосклероз) также может быть определено по цвету.

Полученные результаты можно считать предварительными, так как количество проанализированных рентгенограмм недостаточно для того чтобы сделать окончательный вывод об эффективности предложенного метода. Исследования необходимо продолжить путем набора статистики.

Литература:

1. Быков Р. Е., Коркунов Ю. Ф. Телевидение в медицине и биологии. – Л.: Энергия, 1968. – 224 с.
2. Технические средства медицинской интроскопии. Под ред. Б. И. Леонова. – М.: Медицина, 1989. – 304 с.
3. Нюберг Н. Д. Теоретические основы цветной репродукции. – М.: Гос. издат. “Советская наука”, 1947
4. Мазуров А. И., Денисов А. К. Эффективный метод кодирования рентгенограмм цветом // Лучевая диагностика и терапия. – 2018. - № 1. – С. 176-177
5. Иванов С. А., Комяк Н. И., Мазуров А. И. Рентгентелевизионные методы исследования микроструктур. – Л.: Машиностроение, 1983. – 131 с.

ЦИФРОВАЯ ПРОМЫШЛЕННАЯ РАДИОГРАФИЯ.

НОРМАТИВНАЯ ДОКУМЕНТАЦИЯ

Усачёв Е.Ю., Гнедин. М.М. (РТУ МИРЭА)

В настоящее время активно развиваются и используются следующие методы промышленной цифровой радиографии (ЦР):

- радиографический контроль (RT-CR) с использованием в качестве детектора запоминающих пластин IP (обозначается как «компьютерная радиография CR»);
- радиографический контроль с использованием в качестве детектора цифровых матричных детекторных систем DDAs, также известных, как плоскостные детекторы.

ЦР с использованием DDAs обладает определёнными преимуществами перед компьютерной радиографией CR, для которой необходим съём пластины с объекта контроля и перенос её на операцию считывания, существует ограничение по числу рабочих циклов пластин и др.

Запоминающие пластины и сканеры для CR, матрицы для DDAs в РФ не производятся, что и предопределило то, что и соответствующая нормативная документация на методы ЦР также разработаны за рубежом:

по CR это ISO 16371-1 (EN 14784-1,2). Неразрушающий контроль. Промышленная компьютерная радиография с запоминающими пластинами. Часть 1: Классификация систем и Часть 2: Общие правила контроля металлических материалов с использованием рентгеновского и гамма – излучения;

по DDAs это стандарты Американского Общества Испытания Материалов (ASTM) E2597-07 (характеризация DDAs производителем), E2698-10 (практика цифровой

радиографии DDAs), E2736-10 (руководство по цифровой радиографии DDAs.), E2737-10 (долговременная стабильность DDAs.).

По конкретным секторам продукции используются следующие стандарты

ISO 17636-2:2013 Неразрушающий контроль сварных соединений. Радиографический контроль. Методы просвечивания рентгеновским и гамма-излучением на цифровые детекторы.

ISO 10893-7. Часть 7. Цифровой радиографический контроль сварного соединения сварных стальных труб для обнаружения несовершенств.

С позиции пользователя наиболее «продвинутым» является стандарт ISO 17636-2:2013 поскольку в стандарт включены все базовые требования указанных ранее стандартов ISO 16371-1, EN 14784-2, E 2597-07.

Стандарт содержит развёрнутый раздел «Термины и определения», суммирующий проведенные разработки по данному направлению.

С учётом специфики контроля сварных соединений в стандарте регламентируются:

- схемы контроля сварных соединений;
- расположение ИКИ при контроле сварных соединений;
- требования к квалификации персонала, выполняющего контроль по этому стандарту;
- требования к содержанию протокола контроля сварных соединений;
- размер контролируемого участка при контроле продольных швов;
- номограммы для определения минимального количества снимков для различных схем контроля кольцевых сварных соединений (в Приложении А к стандарту);
- определение параметров режима контроля;
- требования к обработке изображений;
- минимальные показатели качества изображения для различных схем и классов контроля.

В стандарте рассматриваются три Принципа компенсации (CP1, CP11 и CP111), позволяющие обеспечить требуемую контрастную чувствительность изображения в случае получения первоначальных её неудовлетворительных значений.

Интересно отметить, что в «предварительную» редакцию данного стандарта был включен пункт, определяющий возможности выявления несовершенств методами цифровой радиографии, а именно:

«цифровую матричную детекторную систему DDAs, а также компьютерную радиографию CR следует применять для выявления несплошностей, которые равны или больше, чем 3х3 пикселей для индикаций в виде пятен, и которые равны или больше, чем 1х9 пикселей для плоскостных индикаций на цифровом изображении».

К сожалению, при выпуске первого издания стандарта указанное положение из текста было исключено, хотя по опыту работы с ГОСТ 7512-82 мы полагаем, что нормативная документация должна содержать пункты, определяющие физические возможности метода НК.

На основании изложенного Росстандартом в 2015 году был инициирован перевод стандарта ISO 17636-2:2013 с планируемым завершением работы и выпуске стандарта в ранге межгосударственного стандарта ГОСТ ИСО и введением в действие в качестве национального стандарта РФ. Однако по причине низкого качества перевода и возникших разногласий по окончательной редакции, выход настоящего ГОСТ ИСО задерживается.

В 2018 году Ростехнадзор утвердил приказом №468 от 27.09.2018г. «Руководство по безопасности. Методические рекомендации о порядке проведения компьютерной радиографии сварных соединений технических устройств, строительных конструкций зданий и сооружений, применяемых и эксплуатируемых на опасных производственных объектах».

Раздел, определяющий физические возможности метода компьютерной радиографии, дословно копирует соответствующий раздел плёночного ГОСТ 7512-82 «Контроль неразрушающий. Соединения сварные. Радиографический метод», что, по нашему мнению, не вполне корректно.

ДЕТЕКТОР ИЗЛУЧЕНИЯ С ПОВЫШЕННОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬЮ БЕЗ ВНЕШНЕГО ИСТОЧНИКА ПИТАНИЯ ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТОЛЩИНОМЕТРИИ

Артемов Б.В. (МГТУ им. Баумана, ЗАО «НИИИИ МНПО “Спектр”»), Артемов И.Б. (МГТУ им. Баумана), Владимиров Л.В., Кантер Б.М. (ЗАО «НИИИИ МНПО “Спектр”»)

С увеличением энергии рентгеновских квантов от 20 до 100 кэВ эффективность детекторов с низким Z резко падает [1, 2]. Известные на сегодня ионизационные камеры с высоким Z , например, Bi-Bi [3] для получения приемлемого времени сбора заряда при удовлетворительном показателе сигнал/шум требуют внешнего высокостабильного источника с напряжением более 100 вольт. Для получения высокого быстродействия и чувствительности для задач толщинометрии были созданы камеры с внешним питанием [4]. В реальных условиях эксплуатации обеспечение такого уровня стабильности питания требует применения дорогостоящих стабилизаторов и специализированных конструкторских решений или использования короткоживущих высоковольтных химических источников питания типа «Молния», что не рационально с любой точки зрения.

Для выполнения этих задач предлагается детектор, активные поверхности которого изготовлены из висмута и свинца, двух тяжелых металлов с высокими атомными номерами и плотностью (висмут ^{83}Bi плотность 9800 кг/м^3 , свинец ^{82}Pb 11340 кг/м^3 при температуре 27°C). При толщине активного слоя равной (длине свободного пробега электрона) $\sim 2\text{-}3 \text{ мкм}$ и использовании в качестве источника излучения Ам с энергией квантов 60 кэВ или рентгеновского аппарата с напряжением 100 кВ. Получим увеличение вероятности взаимодействия по сравнению с воздухоэквивалентной ионизационной камерой в K_u раз:

$$K_u = (\mu_{\text{Bi}} + \mu_{\text{Pb}}) / 2\mu_{\text{воз}} \quad (1)$$

Работа выхода у этих двух элементов, как видно из таблицы 1 отличается на 0,4 эВ.

Таблица 1. Работа выхода электронов из различных химических элементов

Химический элемент	Обозначение	Работа выхода, эВ
Висмут	Bi	4,4
Свинец	Pb	4,0
Алюминий	Al	4,2
Углерод	C	4,45-4,81
Золото	Au	4,8

Изгиб графика (рис. 1) после 80 кэВ обусловлен для кривых Bi-Pb и Bi-Al тем, что висмут и свинец имеют пики характеристического излучения на энергиях 90,526 кэВ и

88,004 кэВ соответственно. Использование в конструкции камеры двух материалов с разными работами выхода электронов позволяет создать детектор ионизирующего излучения с внутренней ЭДС. Найдем электродвижущую силу, возникающую при облучении камеры с активными слоями висмут-свинец, ионизирующим излучением.

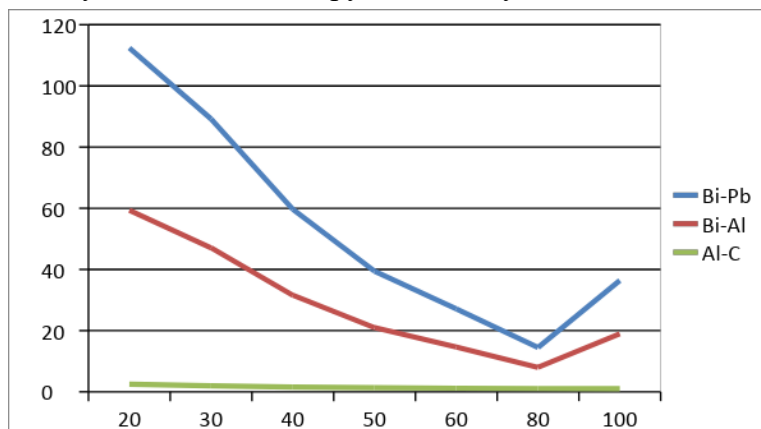


Рисунок 1. Относительная эффективность сбора квантов для различных видов камер.

Определим разность работы выхода слоев камеры:

$$\Delta A_{\text{вых}} = (A_{\text{Bi}} - A_{\text{Pb}}) = (4,4 - 4,0) = 0,4 \text{ eV} \quad (2)$$

Зная разность работы выхода, найдем ЭДС. При расчетах учтем, что $1 \text{ эВ} = (1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Кл})(1,0 \text{ В}) = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$, тогда:

$$\text{ЭДС} = \Delta A_{\text{вых}} / e = 0,4 \text{ В} \quad (3)$$

Специальная обработка поверхности позволяет увеличить работу выхода в малых пределах. Предлагаемая камера имеет внутреннюю ЭДС, такую же, как двухслойная гетерогенная камера без источника питания со слоями алюминий-углерод [2]. Однако, как видно из графика 1, камера Bi-Pb имеет большую эффективность сбора квантов рентгеновского излучения по сравнению с камерой Al-C. Разработанная камера может успешно применяться в качестве детектора для рентгеновской толщинометрии и экспонетрии, так как во всем диапазоне от 20 до 100 кВ обеспечивает квантовую статистику, существенно лучшую по сравнению с ранее предложенной камерой.

Литература:

1. Использование электрических потенциальных барьеров Al + C для создания квази воздухо эквивалентной ионизационной камеры без внешнего источника питания Д.т.н. Артемьев Б.В. (RU), Артемьев И.Б. (RU), д.т.н. Владимиров Л.В. (RU), к.э.н. Владимиров Ю.Л. (RU), Козлов А.А (RU). Контроль. Диагностика. 2017. №4. С. 40-43.
2. возможности многоэлектродных гетерогенных ионизационных камер для рентгеновской толщинометрии, Артемьев Б.В., Маслов А.И. Дефектоскопия. 2006. №5. С. 80-86.
3. Высокостабильные детекторы рентгеновского излучения. Гетерогенные ионизационные камеры в медицинской и промышленной рентгеновской диагностике, Артемьев Б.В., Владимиров Л.В., Козлов А.А. Контроль. Диагностика. 2014. №3. С. 73-78.
4. Рентгеновская толщинометрия в прокатном производстве цветных металлов, Ключев В.В., Артемьев Б.В., Артемьев И.Б., Ключев З.В. Известия высших учебных заведений. Машиностроение. 2015. № 7 (664). С. 67-78.

ПРОГРАММНО-АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА КОНТРОЛЯ КОНТАКТНОЙ (ТОЧЕЧНОЙ) СВАРКИ

Бессонов В.Б., Ларионов И.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

На современном этапе развития техники и технологии активно применяются различные виды сварки. Необходимость качественного выполнения сварных соединений не только ставит вопрос повышения точности и качества проводимого процесса сварки, но и требует использования особых программно-аппаратных инструментов для оценки качества выполненных соединений, особенно в случае выполнения контактной (точечной сварки). Разработанный ранее метод контроля точечной сварки был качественно описан в [1] и описывает необходимые данные и действия для определения глубины залегания ядра сварки. На основе программной обработки полученных по методу данных может быть определен реальный размер точечного сварного соединения, и, как следствие, его положение в материале.

Рентгенографическая съемка используемого при реализации метода тест-объекта производилась на базе разработанного на кафедре электронных приборов и устройств опытного образца микрофокусного компьютерного томографа (рисунок 1).

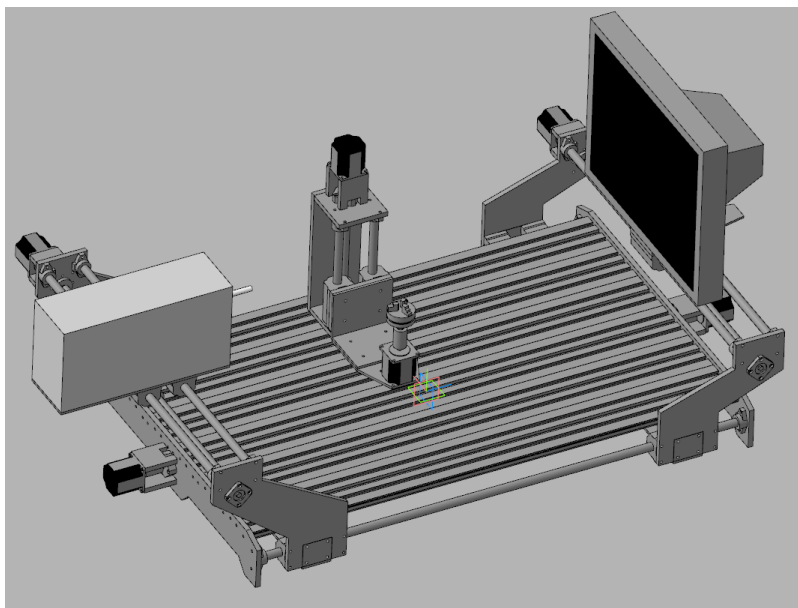


Рисунок 1. Трехмерная модель используемой для исследования томографической системы

Представленная томографическая система состоит из источника рентгеновского излучения, приемника рентгеновского излучения и системы перемещений. Объект исследования устанавливается на специальный предметный столик регулируемый по высоте.

Для работы с системой в рамках прошлых работ была создана программа управления микрофокусным рентгеновским томографом, которая позволяет получать рентгеновские изображения исследуемых объектов. Используемое в программе управление системой перемещений дает возможность с высокой точностью производить перемещения источника и приемника, а также с помощью реализованных калибровок автоматически определять расстояние «источник-приемник». Геометрия съемки для получения прямой и смещенной проекции представлена на рисунке 2.

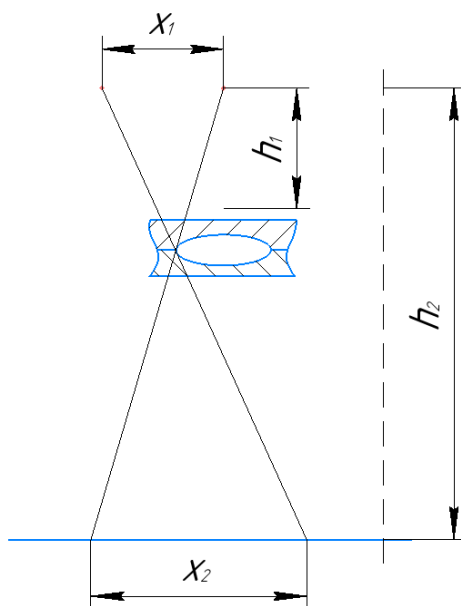


Рисунок 2. Геометрии получения проекций

Исходя из геометрии съемки, искомая глубина залегания может быть определена по следующей формуле:

$$h = \frac{x_1 \cdot h_2 - x_1 \cdot h_1 - x_2 \cdot h_1}{x_1 + x_2} \quad (1)$$

На основе изложенного ранее метода были получены исходные проекции сварного соединения (рисунок 3).

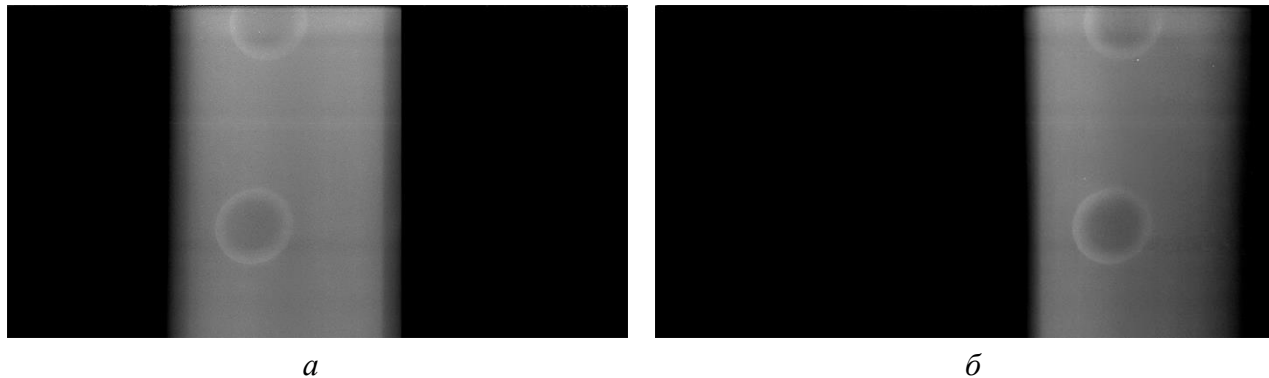


Рисунок 3. Исходные проекции сварного соединения:

а - прямая проекция, *б* - смещенная проекция

Согласно предложенному методу следует определить смещение точечной сварной точки на изображении при соответствующем перемещении источника излучения. Наиболее оптимальным вариантом определения этого смещения является детектирование границ соединений, т.е. границ окружностей. Расстояние между центрами найденных окружностей и будет тем самым смещением.

Для реализации данной задачи разработан программный модуль, который можно как использовать в виде отдельной программы, так и встроить в иные программы обработки рентгеновских изображений или набора проекционных данных. Модуль написан на языке C++ с использованием библиотек Qt (визуализация результатов и графический интерфейс) и OpenCV (применение необходимых математических операторов и фильтров). После загрузки

исходных изображений алгоритм работы программы может быть описан следующим образом:

1. *Сглаживание исходных изображений.* Исходное изображение часто содержит нежелательные шумы, которые пагубным образом влияют на последующую обработку и в частности повышение резкости краев, поэтому для снижения шумов был применен медианный фильтр;

2. *Повышение резкости краев на изображении.* С целью улучшения последующей пороговой фильтрации применена высокочастотная фильтрация. Она осуществляется путем изменения Фурье-образа изображения и возвращения к изображению при помощи выполнения обратного преобразования;

3. *Сглаживание результатов повышения резкости краев.* Повышение резкости краев может привести к возникновению дополнительных шумов, которые нивелируются повторным применением сглаживающего фильтра;

4. *Применение пороговой фильтрации.* Выделение окружностей на изображениях после их предварительной обработки происходит путем применения простой пороговой фильтрации. При этом пороговое значение может быть, как определено автоматически, так и подобрано вручную. Результат пороговой фильтрации представлен на рисунке 4. Возможность корректного детектирования окружностей напрямую зависит от качества пороговой фильтрации;

5. *Применение преобразования Хафа к результату пороговой фильтрации.* Для поиска окружностей на подготовленных изображениях применяется реализованная в OpenCV функция преобразования Хафа [2], позволяющая найти контуры и центры детектированных на рентгеновских снимках сварных точек. Прототип используемой функции выглядит следующим образом:

```
void HoughCircles( InputArray image, OutputArray circles,  
                  int method, double dp, double minDist,  
                  double param1 = 100, double param2 = 100,  
                  int minRadius = 0, int maxRadius = 0 );
```

Здесь image – исходное изображение, circles – выходной массив с найденными окружностями, method – метод используемый при детектировании (в случае поиска окружностей CV_HOUGH_GRADIENT), dp - разрешение сумматора, используемое для детектирования центров кругов (1 - одинаково с исходным изображением, 2 - половина высоты/ширины и т. д.), min_dist - минимальная дистанция между центрами детектируемых кругов, param1 - первый параметр (верхнее пороговое значение, передаваемое детектору границ Кенни), param2- второй параметр (суммирующее пороговое значение детектирования центров, min_radius - минимальный радиус круга, max_radius - максимальный радиус круга. В рамках приводимого примера работы программы функция преобразования использовалась со следующими параметрами:

```
HoughCircles(source,circles, CV_HOUGH_GRADIENT, 2, 1, 140, 20, 55, 65);
```

Точность детектирования в данном случае сильно зависит от параметров преобразования, поэтому существует возможность ручной подстройки этих параметров. Результат пороговой фильтрации представлен на рисунке 5;

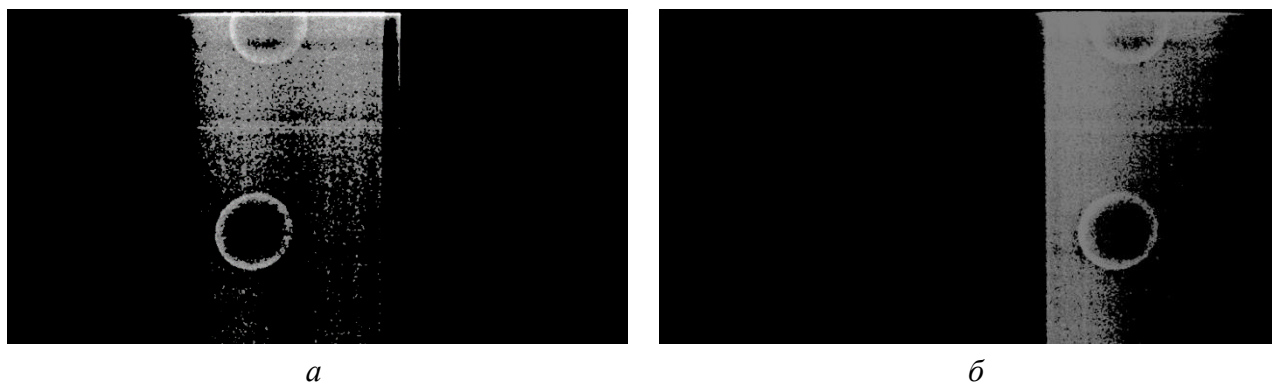


Рисунок 4 – Результат пороговой фильтрации проекций:
а - прямая проекция, б -смещенная проекция



Рисунок 5 – Результат детектирования границ сварных соединений:
а - прямая проекция, б -смещенная проекция

Результатом работы модуля являются изображения с детектированными точечными сварными соединениями и отмеченными центрами полученных окружностей. Используя значения центров окружностей, программа автоматически вычисляет смещение объекта на изображении и на основе представленной выше формулы непосредственно вычисляет глубину залегания ядра. Изображения, все расстояния и результаты расчетов отражены на отдельной вкладке результатов (рисунок 6).

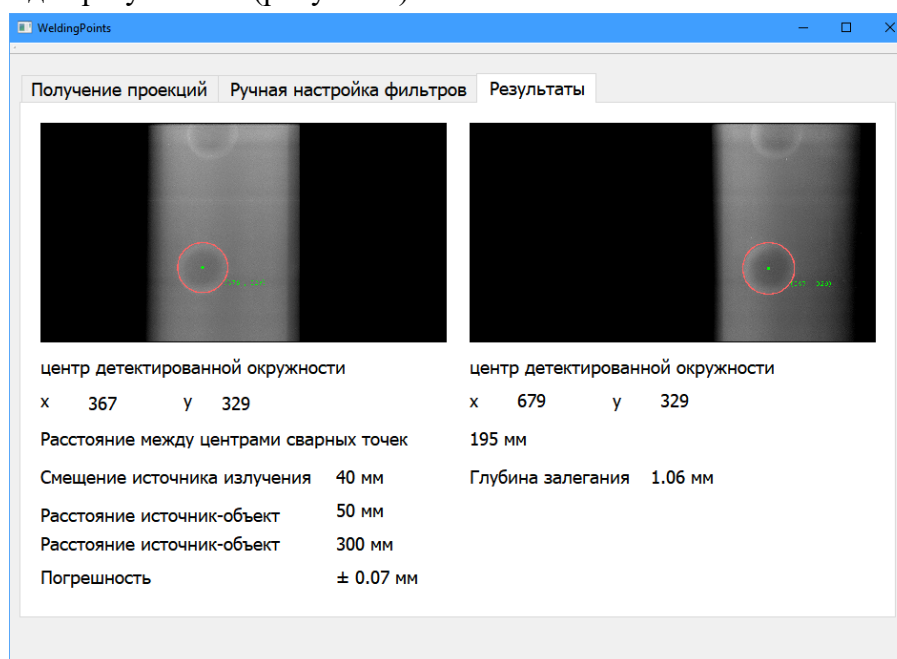


Рисунок 6. Окно программы с результатами определения глубины залегания точечной сварки

Предложенный метод контроля изделий, изготовленных с помощью контактной (точечной) сварки позволяет с высокой точностью определить один из основных параметров – глубину залегания ядра. При этом следует отметить, что на точность и корректность работы существенно влияют разрешение приемника рентгеновского излучения, зашумленность исходных проекций и параметры используемых при обработке и детектировании фильтров. В связи с этим реализована возможность ручной подстройки используемых параметров.

Численно погрешность может быть определена исходя из следующих соображений:

- расстояние источник-объект измеряется с погрешностью ± 0.1 мм;
- расстояние источник-приемник определяется на основе программной калибровки и дает погрешность на уровне ± 0.3 мм;
- смещение источника излучения имеет механическую погрешность в 0.1 мм;
- погрешность определения расстояния между центрами детектированных окружностей в пересчете из пикселей составляет 0.15 мм.

На основе данных пунктов и формулы (1), максимальная погрешность определения может составлять 0.07 мм.

Работа выполнена при финансовой поддержке и за счет гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых МК-1582.2017.8.

Литература

1. Метод контроля контактной (точечной) сварки. Бессонов В.Б., Староверов Н.Е., Ларионов И.А., Гук К.К., Ободовский А.В // IV Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Материалы конференции. 2017. с 92
2. Learning OpenCV: Computer Vision with the OpenCV Library Gary Bradski, Adrian Kaehler. 2008. O'Reilly Media. Стр. 153

СИСТЕМА РЕНТГЕНОВСКОЙ ИНСПЕКЦИИ ЭЛЕКТРОННЫХ УЗЛОВ НА ОСНОВЕ КМОП ДЕТЕКТОРА

Устинов А.О. (ООО «Продис.Тех»)

Рентгеновский неразрушающий контроль (РК) является одним из основных методов диагностики качества паяных соединений на микроэлектронном производстве и позволяет выявить различные виды дефектов: пустоты, отсутствие контакта BGA компонентов, деформация или повреждение контактов [1]. Актуальной задачей импортозамещения является обеспечение потребностей микроэлектронной промышленности в системах рентгеновской инспекции с микрофокусным источником.

Схема детектора для РК включает в себя: сцинтиллятор, волоконно-оптическую плиту (ВОП), КМОП сенсор, считывающую и интерфейсную электронику, подсистему питания. Рентгеновское излучение преобразуется в оптическое с помощью слоя сцинтиллятора. Так как в ряде случаев КМОП-сенсоры обладают низкой стойкостью к рентгеновскому излучению, используется разнесение слоя сцинтиллятора и сенсора с помощью ВОП. Это позволяет существенно увеличить срок жизни детектора. Во избежание потемнения ВОП при

длительном воздействии рентгена используется добавки церия. Сочетание современного КМОП сенсора с цериевой ВОП позволяет создать долговечный и высокочувствительный рентгеновский детектор.

Наиболее востребованными на рынке являются сцинтилляторы на основе йодида цезия (CsI) и оксисульфида гадолиния (GadOx). Различия между двумя этими материалами заключаются в структуре. Слой CsI представляет собой структурированный материал в виде иглоподобных кристаллов со средним диаметром порядка 10 мкм. В слое CsI свет распространяется с минимальным рассеянием, что гарантирует лучший контраст, однако сцинтиллятор имеет эффект послесвечения, что затрудняет его применение в системах компьютерной томографии или томосинтеза [2]. GadOx обладает более эффективным поглощением рентгеновского излучения в диапазоне низких энергий, что обеспечивает лучшие характеристики по пространственному разрешению и является наиболее доступным сцинтиллятором на рынке [3].

Толщина слоя сцинтиллятора является еще одним фактором, влияющим на характеристики цифрового детектора. Увеличение слоя неструктурированного сцинтиллятора приводит к увеличению рассеяния и уменьшению контраста получаемого изображения. В отношении структурированного сцинтиллятора толщина слоя является функцией от используемой энергии рентгеновского излучения, обеспечивая максимальное поглощение рентгеновского излучения. При работе в диапазоне анодного напряжения до 70-100 кВ GadOx сцинтиллятор толщиной 100-200 мкм даёт более высокое значение функции передачи модуляции (MTF), в диапазоне от 100 до 300 кВ и выше – лучше подходит CsI [4].

На рисунке 1 изображены отечественные рентгеновские детекторы, разработанные по описанной выше технологии с размером пикселя 50 мкм. Формат активной зоны детекторов составляет 11,4х14,5 и 22,8х29,1 см.

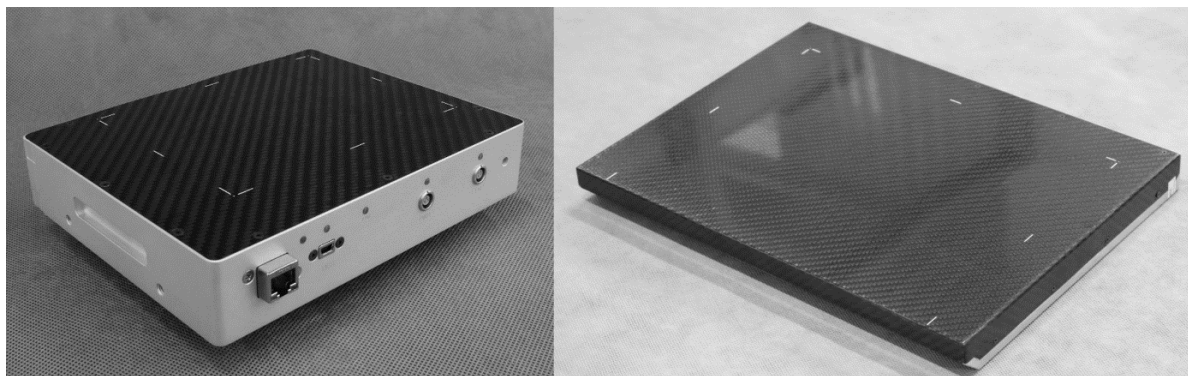


Рис.1. Детекторы Продис.Марк 1215 и 2430

В таблице 1 представлены характеристики современных детекторов на базе КМОП сенсоров. Как видно из таблицы – отечественные детекторы Продис.Марк обладают минимальным размером пикселя и большим размером активной зоны.

Таблица 1. Характеристики существующих на рынке моделей КМОП детекторов

Модель	Пиксель, мкм	Активная зона, мм	Кол-во пикселей
Продис.Марк 1215	50	114x145	2300x2900
Продис.Марк 2430	50	228x291	4600x5800
C7942	50	120x120	2400x2400
Dexela 1207	75	114x65	1536x864
Dexela 1512	75	145x114	1944x1536
Dexela 2923	75	291x230	3888x3072
Shad-o-Box 1K HS	50	57×64	1152x1300
Shad-o-Box 3K HS	50	114×64	2940x2304
Shad-o-Box 6K HS	50	145x114	2940x2304
RAD-icon 1520	99	150x200	2064x1548
RAD-icon 2022	99	204×221	2064x2236
RAD-icon 3030	99	306×306	3096x3100

Основным параметром рентгеновской системы является ее пространственное разрешение. Данная характеристика определяется размером фокального пятна излучателя, пикселем детектора, качеством рентгеновского излучения, а также коэффициентом геометрического увеличения. Пространственная разрешающая способность может быть выражена, как [5]:

$$R = R_n \frac{K}{\sqrt{1+(K-1)^2(FR_n)^2}} \quad (1)$$

здесь R – итоговая пространственная разрешающая способность, F – размер фокусного пятна, K – коэффициент геометрического увеличения, R_n – пространственная разрешающая способность детектора (является функцией от размера пикселя). Для детекторов ПРОДИС.Марк эта величина составляет 10 пар линий на миллиметр. Из выражения 1 следует, что максимальная разрешающая способность будет получена при увеличении:

$$K_{\text{опт}} = \frac{(FR_n)^2 + 1}{(FR_n)^2}, \quad (2)$$

На рисунке 2 представлен график зависимости коэффициента геометрического увеличения при максимальной разрешающей способности от размера фокуса излучателя.

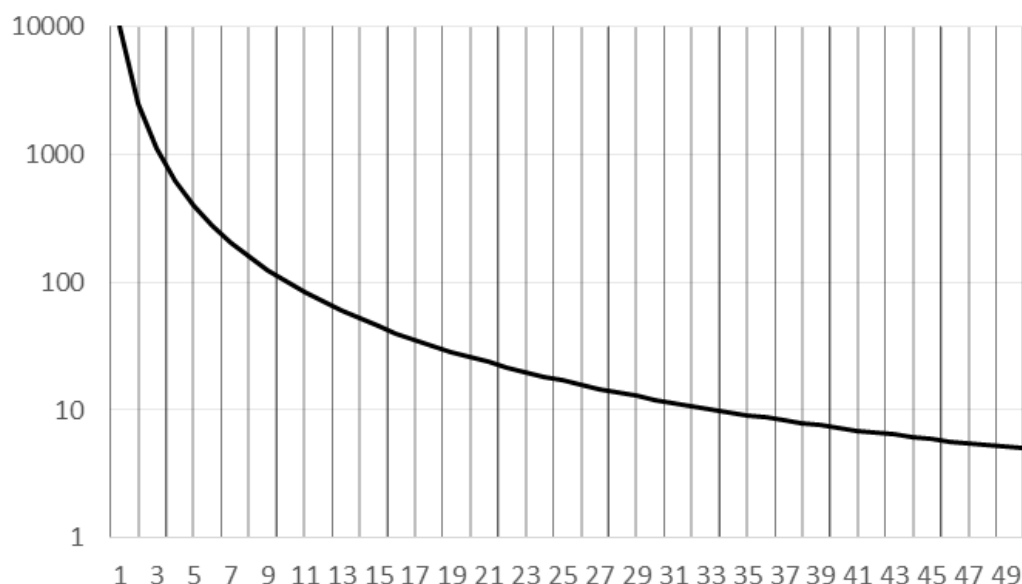


Рис.2. Зависимость коэффициента геометрического увеличения от размера фокуса излучателя

Как видно из графика, увеличение более 100 крат, достаточное для рутинных задач рентгеновской инспекции электронных узлов, возможно при размере фокуса менее 10 мкм. Для задач инспекции микроэлектромеханических и микрооптоэлектромеханических систем требуется более высокое разрешение и, соответственно, размер фокуса менее 1 мкм.

Стандартная система РК электронных узлов согласно ГОСТ Р 55693-2013 и ГОСТ Р 55744-2013 должна обладать следующими характеристиками: итоговое пространственное разрешение не менее 25 мкм, размещение объекта контроля под углом не менее 30°, автоматизированное перемещения объекта, геометрическое увеличение не менее 10 крат. В таблице 2 представлены характеристики систем РК настольного формата для мелкосерийного производства электронных узлов.

Таблица 2. Характеристики систем рентгеновской инспекции электронных узлов

Параметр	Unicomp CX3000	Scienscope X1000	MSEngineering MSX600	Creative Electron TruView Prime S	ПРОДИС. Электро
Увеличение	10х	25х	25х	100х	10х
Разрешение, мкм	1,5	5	5	5	5
Наклон	-	-	опция	опция	опция
Перемещение по осям ХУ объекта контроля	наличие	наличие	наличие	наличие	наличие
Перемещение по осям ХУ детектора	-	-	-	-	опция
Перемещение по оси Z	наличие	наличие	наличие	наличие	наличие
Томосинтез	-	-	-	-	опция

Размер объекта контроля, см	20x20	32x25	33x44	61x61	30x30
Размер активной области детектора, см	4,8x5,4	10x7,6	2,5x2,5	30x35	12x15
Диапазон энергий, кВ	до 90	до 80	до 100	до 80	до 150
Ток трубки, мкА	до 200	до 180	до 400	до 500	до 200
Фокус трубки, мкм	5	10	100	33	33
Электропитание, В	220	220	220	220	220
Размер, см	75x57x89	110x75x140	74x93x70	75x71x60	80x80x90
Вес, кг	300	450	160	до 200	до 200

Размер пикселя разработанных цифровых детекторов для РК позволяет достичь высокой чувствительности контроля, соответствующей мировым стандартам. Применение микрофокусного излучателя и прецизионных манипуляторов, позволяют создать отечественную систему рентгеновской инспекции электронных узлов, не уступающую мировым аналогам в своем классе. Актуальной задачей остается совершенствование технологии производства микрофокусных излучателей и уменьшение размера их фокуса до 10 мкм и ниже, что позволит создать системы рентгеновской микроскопии отечественного производства для инспекции микроэлектромеханических компонентов.

Литература:

1. Бернارد Д., Уиллис Б. Практическое руководство по использованию X-Ray инспекции в производстве радиоэлектронных изделий // Москва, Техносфера, 2007, С. 7-10
2. Gupta R. et all. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization // European Radiology, 2006, Vol.16, Issue 6, pp 1191–1205
3. Larsson J. X-Ray Detector Characterization - a comparison of scintillators // Department of Applied Physics, Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, 2013
4. Samei E. Performance of digital radiographic detectors: factors affecting sharpness and noise // Radiology, Vol.243, Issue: 3, 2007, pp. 49–61.
5. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография в медицине // Медицинская техника, №5 (269), 2011, С.30-33

РАЗРАБОТКА РЕНТГЕНОСПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗАТОРА СОСТАВА ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОДУКТОВ ГИДРОМЕТАЛЛУРГИЧЕСКИХ ПРЕДПРИЯТИЙ

Гоганов А.Д. (АО «ИЦ «Буревестник»»)

Основной задачей обогатительных фабрик является обеспечение максимальной степени извлечения полезных ископаемых. Эта задача может быть решена следующими способами: получение информации о химическом составе технологических продуктов на каждой стадии обогащения, точное регулирование технологических процессов.

Целью настоящей работы ставилось разработать модификацию рентгеноспектрального потокового анализатора состава технологических растворов на обогатительных предприятиях с гидрометаллургической технологией обогащения.

Аналитическая задача: измерение концентрации Co (Z=27), Ni (Z=28), Cu (Z=29), Zn (Z=30), Cd (Z=48) в растворах цинка с заданной точностью.

Таблица 1. Измерение концентраций

№ п/п	Контролируемый элемент	Диапазон концентраций
1	Co	1-20 мг/л
2	Ni	1-20 мг/л
3	Zn	100-200 г/л
4	Cd	1-1000 мг/л
5	Cu	1-1000 мг/л

К отличительным чертам аналитической задачи можно отнести наличие выраженных матричных и спектральных эффектов:

- а) избирательное возбуждение линией ZnK_{α} ($E_{\lambda}=8.64\text{кэВ}$) линии NiK_{α} ($E_{\lambda}=7.48\text{кэВ}$; $E_k=8.33\text{кэВ}$);
- б) избирательное поглощение цинком возбуждающего излучения с энергией выше K-края поглощения ($E_k=9.66\text{кэВ}$);
- в) наличие спектрального фона в десятки раз превышающего интенсивность линии CdK_{α} ($E_{\lambda}=23,17\text{кэВ}$) от типичных технологических растворов.

Указанная особенность аналитической задачи накладывает ограничения на предел обнаружения химических элементов рентгеноспектральным методом. Предполагалось решить аналитическую задачу с использованием базовой модели анализатора рентгеноспектрального AP-35[1]. Однако проведенные эксперименты показали неудовлетворительные результаты анализа; пределы обнаружения превышали требуемую границу количественного определения в несколько раз.

Так, была поставлена задача исследовать аппаратные и методические ограничения существующей модели оборудования и разработать способы повышения чувствительности РСА для решения поставленной аналитической задачи.

Литература

1. «Рентгеноспектральный потоковый анализатор AP-35 - эффективный инструмент контроля состава продуктов обогатительных фабрик», Гоганов А. Д. и др., Третий съезд аналитиков России, сборник трудов, 2017г.

ПЕРСПЕКТИВЫ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ СКРЫТОЙ ПОВРЕЖДЕННОСТИ ПАРТИЙ СЕМЯН ДЛЯ ПРОГНОЗА ИХ ХОЗЯЙСТВЕННОЙ ПРИГОДНОСТИ

*Архипов М.В. (ФГБНУ «Агрофизический научно-исследовательский институт»,
ФГБНУ «Северо-Западный Центр междисциплинарных исследований проблем
продовольственного обеспечения»), Тюкалов Ю.А. (ФГБНУ «Северо-Западный Центр
междисциплинарных исследований проблем продовольственного обеспечения»),
Прияткин Н.С. (ФГБНУ «Агрофизический научно-исследовательский институт»),
Гусакова Л.П. (ФГБНУ «Агрофизический научно-исследовательский институт»,
ФГБНУ «Северо-Западный Центр междисциплинарных исследований проблем
продовольственного обеспечения»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Семена - важнейшее, а зачастую, единственное средство размножения растений. В них формируются значительные пулы запасных метаболитов, которые служат источником органических веществ на ранних стадиях прорастания и характеризуют их хозяйственную пригодность [1].

Основным критерием нормального прорастания семян является жизнедеятельное состояние клеток зародыша, определяющее целостность структур зерновки [2].

Для решения задач селекции и семеноводства при оценке показателей хозяйственной пригодности индивидуальных семян в селекционных экспериментах, а также для отбора кондиционных партий семян и зерна используются различные методы диагностики их качества. Существующие подходы, обеспечивающие отбор как индивидуальных семян, так и партий семян и зерна не позволяют в полной мере решать вышеуказанные задачи.

С задачей выявления таких дефектов наилучшим образом справляется рентгенографический метод. Он позволяет, не разрушая зерновку в меру разрешающей способности используемой аппаратуры визуализировать в рентгенобразах семян, дефекты различной величины, формы, а также оценить плотность различных структур формообразующих органов зерновки [3].

Использование метода рентгенографии для анализа качества семян основано на том, что различные части зерновки, такие, как семенная кожура, зародыш, эндосперм, а также поврежденные и неповрежденные участки поглощают мягкое рентгеновское излучение по-разному и, следовательно, могут различаться на рентгенограмме. Хорошо выполненные жизнеспособные зерновки имеют на рентгенограммах светлое изображение, тогда как пустоты, некрозы, микротрещины и другие повреждения ввиду их слабого поглощения проявляются в виде темных участков изображения. Это дает возможность оценивать структуру и степень развития зародыша и эндосперма, определять механические травмы и повреждения, вызываемые насекомыми и патогенами. При этом небольшие дозы облучения, не влияют на жизнеспособность семян [4-6].

Микрофокусная рентгенография с прямым рентгеновским увеличением изображения решает следующие задачи:

- обеспечение экспресс-оценки наличия полных, щуплых, поврежденных насекомыми и травмированных механическими воздействиями, семян, а также со скрытым прорастанием и энзимомикозным истощением (ЭМИС) через морфометрические и оптические характеристики рентгеновских изображений;
- получение интегральной оценки суммарного содержания этих типов дефектов скрытых дефектов в контрольной пробе.

При рентгенографии семян, в частности зерновых культур, обычно используется двойное прямое рентгеновское увеличение, для чего карточка с семенами располагается на половине расстояния от фокусного пятна рентгеновской трубки до приемника изображения.

Снимки после вывода на экран компьютера анализируются визуально или автоматически на основе разработанной компьютерной программы распознавания дефектов и их количественной оценки (рис. 1-4).

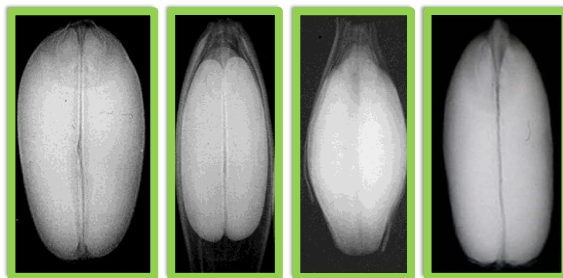


Рис. 1. Рентгенограммы нормальных семян: рожь, ячмень, овес, пшеница

Рентгенографический признак: обе доли эндосперма, область зародыша — равномерно светлые, без нерегулярных затемнений.

Опорные параметры для компьютерного распознавания и оценки признака: характерный, повторяющийся рисунок на изображении нормального семени, с имеющимися отклонениями по величине, форме, оптической плотности, диффузной и локальной, — должен быть зафиксирован в компьютере как эталон, отклонения от которого (сверх установленных пределов) будут квалифицироваться программой как дефекты.

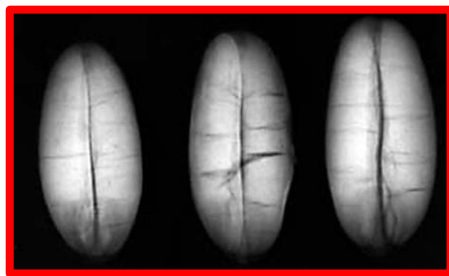


Рис. 2. Рентгенограммы семян с трещиноватостью эндосперма

Рентгенографический признак: проекцию зерновки пересекает перпендикулярно продольной оси темные полосы разной длины ширины и степени потемнения.

Опорные параметры для компьютерного распознавания и оценки признака: площадь и яркость полос, границы светлых и темных участков проекции.

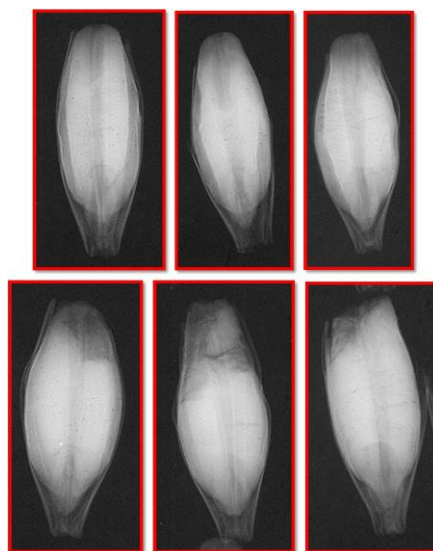


Рис. 3. Рентгенограммы семян с энзимомикозным истощением

Рентгенографический признак: темные полосы различной ширины вдоль краев зерновки и вдоль сторон её бороздки.

Опорные параметры для компьютерного распознавания и оценки признака: площадь полос и яркость границы светлых и темных участков проекции.



Рис. 4. Рентгенограммы семян с показателем скрытого прорастания

Рентгенографический признак: проекция зародыша имеет светлые участки разных показателей длины, ширины и степени потемнения.

Опорные параметры для компьютерного распознавания и оценки признака: топографическая характеристика проекции зародыша, показатели её длины ширины и яркости ее светлых участков.

При обработке результатов содержание дефектных семян X_d по определенным группам или их совокупностям определяется по формуле:

$$X_d = \frac{H_d}{H} 100\% \quad (1)$$

где H_d – количество дефектных семян; H – количество семян, отобранных для анализа.

Результаты выражаются в процентах от числа проанализированных семян и заносятся в Сертификат Международной Ассоциации по контролю качества семян (ИСТА) в графу «Другие определения» в виде: «Результаты рентгеновского анализа: % нормальных, % механически поврежденных, % с ЭМИС, % со скрытым прорастанием».

В перспективе цифровой рентгеновский экспресс-контроль качества семян позволит решать следующие задачи:

- тестирование и мониторинг качества семян в процессе их формирования при использовании различных технологий выращивания, уборки и хранения производственных партий семян;
- коррекция применяемых агротехнологий, обеспечивающая минимально возможный уровень скрытой дефектности партий семян [7-10].

Такой подход позволит перевести семеноводство на новый уровень технологичности, который соответствует требованиям, предъявляемым к «умному» сельскому хозяйству и обеспечить семенному и зерновому рынку России конкурентоспособность на мировом рынке зерна и семян.

Литература

1. Николаева М.Г. Экологофизиологические особенности покоя и прорастания семян (итоги исследований за истекшее столетие). // Ботанический журнал. СПб, Наука, 2001, 86 с, с. 1-14.
2. Лихачев Б.С. Жизнеспособность семян, ее структура и выражение. // Сб. Физиология семян: формирование, прорастание, прикладные аспекты. Душанбе, Дониш, 1990, с. 100-107.
3. Архипов М.В., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография растений. СПб.: Технолит, 2008. - 192 с.
4. Савин В.Н., Архипов М.В., Баденко А.Л. и др. Рентгенография для выявления внутренних повреждений и их влияние на урожайные качества семян. // Вестник сельскохозяйственной науки. 1981. №10 (301).-с.99-104.
5. Савин В.Н., Архипов М.В., Баденко А.Л. и др. Метод рентгенографии с прямым рентгеновским увеличением для визуализации внутренних повреждений семенного материала. // Докл. ВАСХНИЛ. 1982. №45.-с. 9-11.
6. Архипова М.В., Алексеева Д.И., Батыгин Н.Ф. и др. Методика рентгенографии в земледелии и растениеводстве. - М.: РАСХН, 2001. -93 с.
7. Demyanchuk A. M., Velikanov L. P., Arkhipov M. V., Grundas S. X-ray method to evaluate grain quality / Encyclopedia of Agrophysics. Springer Sci-ence+Business Media B.V.. 2011. - P. 1005-1009.
8. Архипов М.В., Михайленко И.М., Великанов Л.П. и др. Аппаратно-программный комплекс для автоматизации интроскопической технологии экспресс-контроля запасов зерна длительного хранения. Материалы 9 Междунар. конф. Автоматизация и информационное обеспечение производственных процессов в сельском хозяйстве. М.:2006. с. 12-16.
9. Прияткин Н.С., Архипов М.В., Гусакова Л.П., Потрахов Н.Н., Кропотов Г.И., Цибизов И.А., Винеров И.А. Интроскопические методы исследования качества семенного

материала: состояние проблемы и перспективы использования //Агрофизика, 2018. № 2. С.29-39.

10. Архипов М.В., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П. Семена – валютный резерв продовольственной безопасности России / III Международная научная конференция «Современное состояние, проблемы и перспективы развития аграрной науки». Сб. матер. Международной конференции, Симферополь, 24-28 сентября 2018 г. – Симферополь: ИТ «АРИАЛ», 2018. С.91.

СПОСОБ ДЕПЕРСНИФИЦИРОВАННОЙ ЗАЩИЩЕННОЙ РАЗДЕЛЬНОЙ ПЕРЕДАЧИ И РАЗДЕЛЬНОГО ХРАНЕНИЯ DICOM ДАННЫХ

Авшаров Е.М. (ООО «КУРС-АС1»)

Изобретение относится к способу организации системы раздельного хранения деперсонифицированных DICOM файлов и персонифицированных персональных данных, извлеченных из этих DICOM файлов, к способу передачи медицинских DICOM изображений в деперсонифицированном формате без изменения содержимого, к организации скоростной защищенной системы управления просмотром персональных данных и управления передачей DICOM файлов.

Техническим результатом является существенное увеличение скорости и защищенности передачи медицинских DICOM изображений, обеспечение хранения медицинских изображений в минимальном объеме без потерь с наивысшей защищенностью данных в деперсонифицированном формате, создание защищенной системы управления персонифицированными персональными данными и деперсонифицированными DICOM файлами.

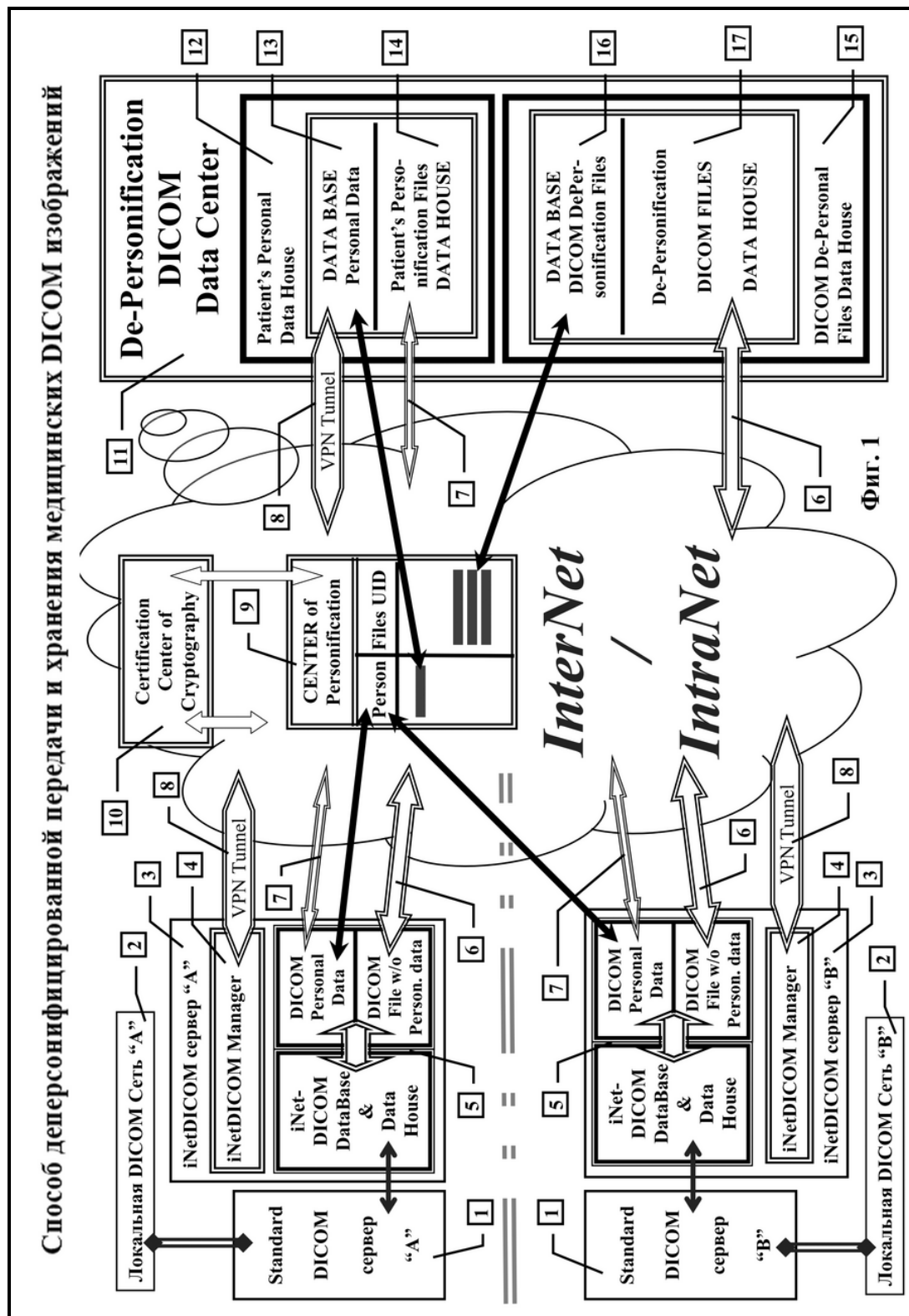
Технический результат достигается разделением исходящих DICOM файлов на деперсонифицированные DICOM файлы и зашифрованные персонифицированные персональные данные, созданием самостоятельных потоков данных для трансляции последних по сети, сборкой деперсонифицированных DICOM файлов с дешифрованными персонифицированными данными в DICOM файлы, абсолютно идентичными исходным, использованием на стороне деперсонифицированного хранения раздельных хранилищ со своими базами данных для персонифицированных персональных данных и деперсонифицированных DICOM файлов, реализуемых на стандартных, не DICOM ориентированных, серверных или кластерных системах, использованием независимого сертификационного «Центра Персонификации» для обеспечения соответствия деперсонифицированных DICOM файлов их персонифицированным персональным данным, использованием на стороне управления прямых санкционированных обращений в базу персонифицированных персональных данных управляемых DICOM систем согласно ролям и правам доступа для поиска и просмотра значимых кадров, выбора серий DICOM файлов, подлежащих передаче запрашивающей стороне.

Настоящий способ реализации DICOM сети позволит реализовать:

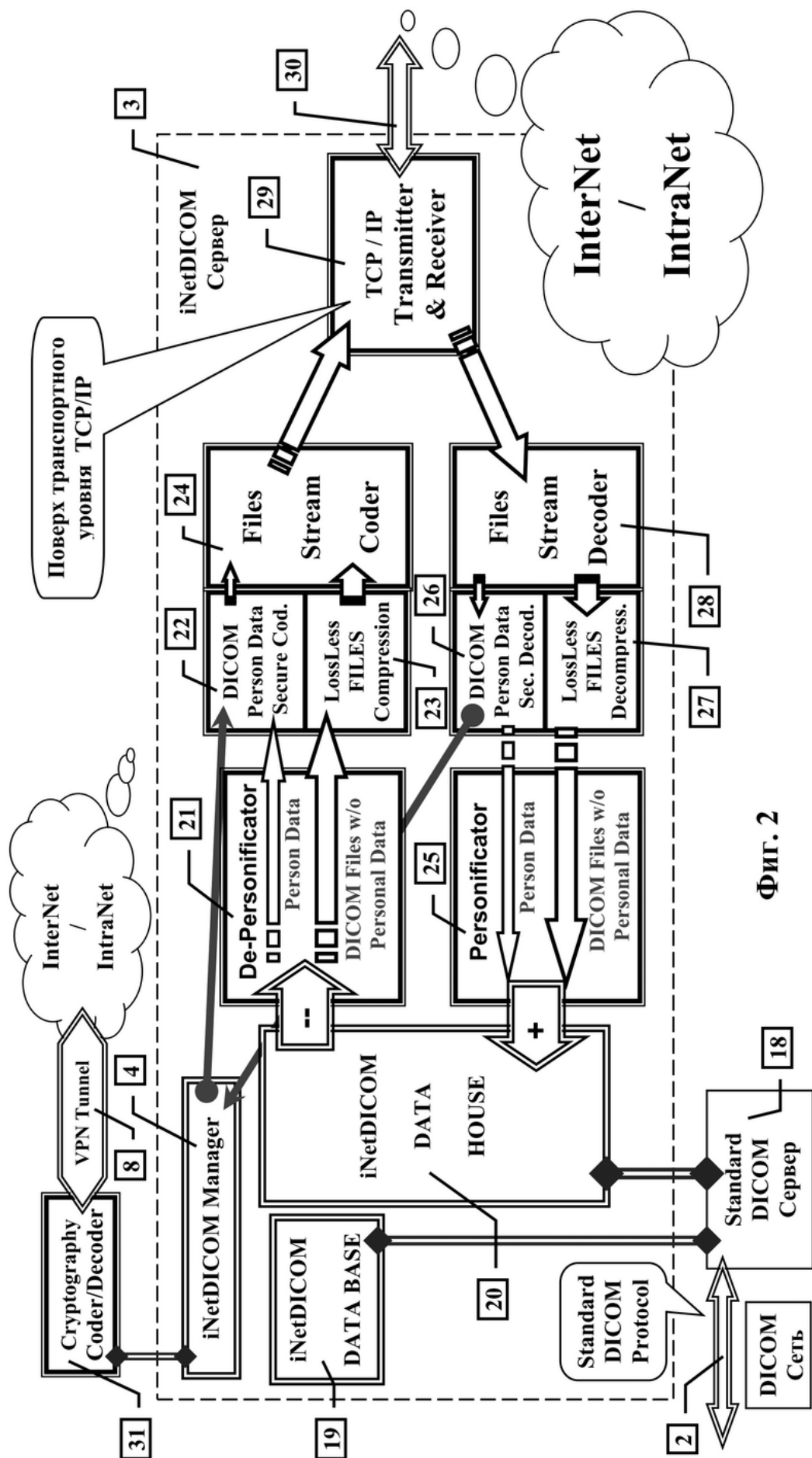
- Скоростную защищенную передачу и хранение медицинских DICOM изображений между разнесенными медицинскими организациями.

- Передачу в криптографированном виде только персональных данных (AES 256), не соизмеримых по объему с самыми файлами (0,1 % и менее), что превышает требования стандарта HIPAA по защите и безопасности персональных данных при передаче.

- Передачу без шифрования деперсонифицированных DICOM файлов, не содержащих никаких персональных данных, стандартным механизмом TCP/IP, которые перед передачей сжимаются без потерь, со средним коэффициентом сжатия более 2.5 и, при поддержке технологии QoS, приведет к существенному уменьшению времени передачи в 3-4 раза и более, что адекватно увеличению скорости передачи файлов во столько же раз.

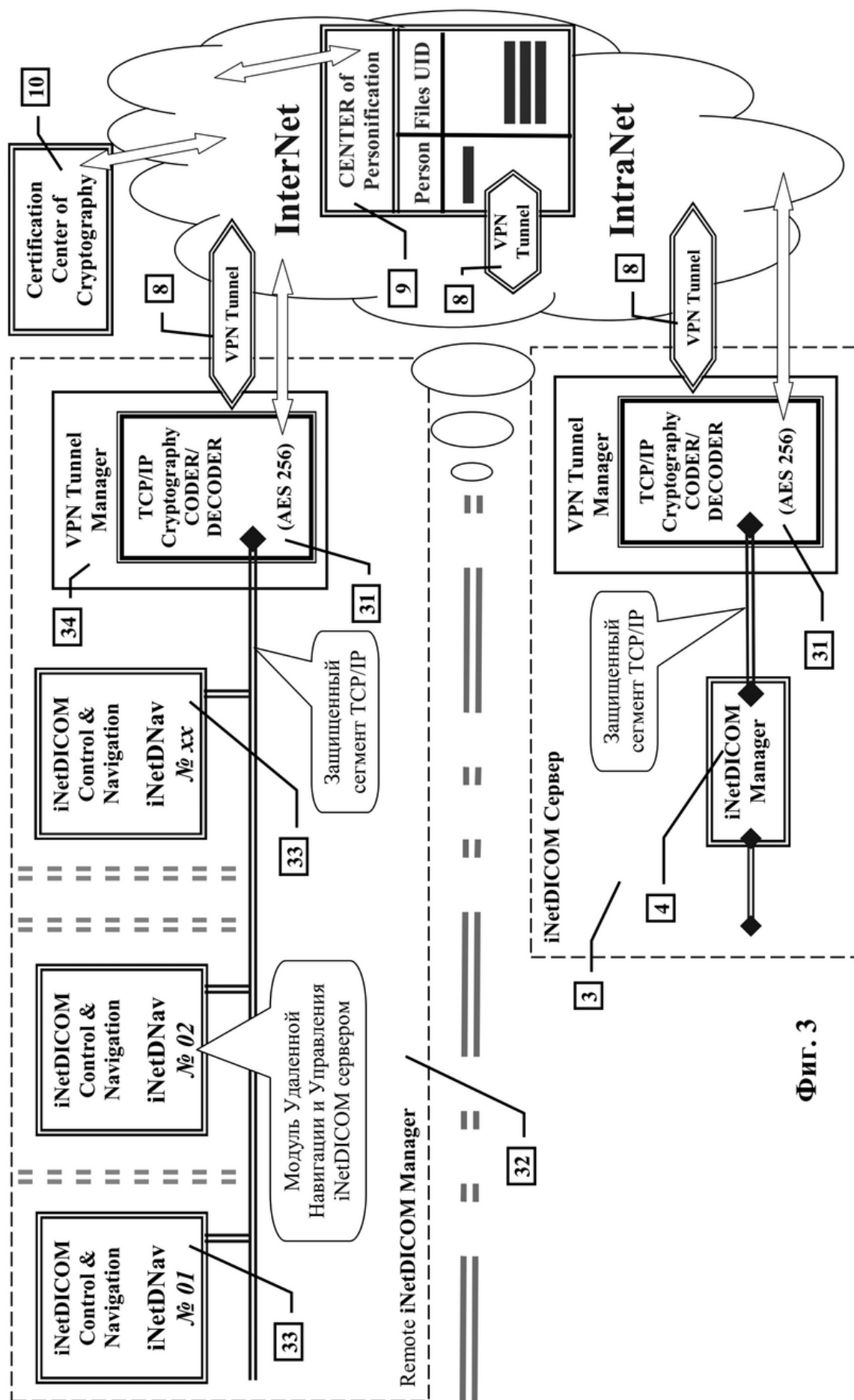


Способ деперсонифицированной передачи и хранения медицинских DICOM изображений



Фиг. 2

Способ деперсонифицированной передачи и хранения медицинских DICOM изображений



Фиг. 3

- Существенно ускорить навигацию, как по табличным элементам базы данных, так и по визуальным (значимым кадрам) DICOM серий требуемых исследований, за счет прямого санкционированного доступа к базе данных удаленного iNetDICOM устройства, что не осуществимо в стандартном варианте из-за ограничений DICOM протокола, кроме того, запрос к базе данных и получение таблиц, которые интерпретируются на стороне пользователя, существенно быстрее протокола Web DICOM сервера.

- Защищенные DICOM Хранилища с технологией отдельных не взаимосвязанных Хранилищ деперсонифицированных DICOM файлов и Хранилищ Персональных Данных, а также внешних Сертификатов хранения, объединяющих оба хранилища в единую систему защищенного хранения.

- Параллельную передачу деперсонифицированных DICOM файлов одновременно нескольким запрашивающим iNetDICOM серверам, с обеспечением параллельных потоков деперсонифицированных DICOM файлов для каждого из этих серверов, ограниченную только пределом сетевого трафика для каждого iNetDICOM сервера, с избирательной санкционированной персонификацией DICOM файлов в соответствии с правами принимающей стороны, заложенными при создании связи между двумя iNetDICOM серверами.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Способ деперсонифицированной защищенной отдельной передачи и отдельного хранения медицинских DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) файлов, включающий этапы, в которых:

- Менеджер_В (4) DICOM Устройства_В (3) запрашивает у Менеджера_А (4) передачу DICOM файла от DICOM Устройства_А (3) через защищенный криптографией VPN канал (8);

- Менеджер_А (4) запрашивает у DICOM сервера_А (1) передачу запрошенного DICOM файла в персональный DICOM сервер_А (5) Устройства_А (3) по стандартному протоколу DICOM 3.0 и получает его по локальной DICOM сети_А (2) в несжатом виде;

- после получения DICOM файла Менеджер_А (4) DICOM Устройства_А (3) через Центр Персонификации (9) запрашивает у Центра Криптографии (10) и получает по защищенному каналу (8) ключи кодирования/декодирования персонифицированных DICOM данных, а Менеджер_В (4) DICOM Устройства_В (3) получает от Центра Персонификации (9) ключ декодирования персонифицированных DICOM данных для передаваемого DICOM файла;

- получив ключи кодирования/декодирования в DICOM Устройстве_А (3) производится вырезание из DICOM файла персонифицированных DICOM данных в Деперсонификаторе (21) (так называемый заголовок – header DICOM файла) и кодирование их ключем в Кодере Криптографии (22) с проверкой результата ключем декодирования, оставшаяся часть DICOM файла становится деперсонифицированным DICOM файлом;

- закодированные персонифицированные данные DICOM файла через Поточковый Кодер (24) передаются по стандартному сетевому TCP/IP протоколу от DICOM Устройства_А (3) непосредственно в DICOM Устройство_В (3), или в Центр Персонификации (11) с последующей передачей и фиксацией его базе данных этого Центра (13) для дальнейшей передачи этих данных в Хранилище Персонифицированных

данных DICOM файлов (14) для отдельного хранения персонифицированных данных DICOM файлов от деперсонифицированных данных изображений;

- одновременно деперсонифицированный DICOM файл подвергается процедуре потокового сжатия без потерь (LossLess) в Компрессоре (23) с последующей передачей по стандартному сетевому TCP/IP протоколу от DICOM Устройства_А (3) непосредственно в DICOM Устройство_В (3), или в Централизованное Хранилище Деперсонифицированных DICOM файлов (15) для отдельного хранения изображений от персонифицированных данных DICOM файлов;

- после получения DICOM Устройством_В (3) через Поточный Декодер (28) закодированных персонифицированных данных DICOM файла с помощью ключа декодирования в Декодере (26) происходит восстановление персонифицированных данных DICOM файла, (то есть восстановление заголовка DICOM файла – его header-a);

- при получении DICOM Устройством_В (3) через Поточный Декодер (28) сжатого деперсонифицированного DICOM файла производится в Декомпрессоре (27) потоковое декодирование этого файла и восстановление самого DICOM файла в Персонификаторе (25) путем присоединения к нему полученного ранее заголовка персонифицированных данных DICOM файла под управлением Менеджера_В (4) в DICOM Устройстве_В (3);

- Восстановленный DICOM файл помещается в персональный DICOM сервер_В (5) и по стандартному протоколу DICOM 3.0 передается на DICOM сервер_В (1), связанный по DICOM сети_В (2) с DICOM Устройством_В (3);

- для получения DICOM файла из Деперсонифицированных Хранилищ DICOM файлов (11) запросы на передачу производятся Менеджерами DICOM Устройств (4) через Центр Персонификации (9) и Центр Сертификации (10), которые отправляют запрашивающим Менеджерам (4) ключи дешифрования на каждый запрошенный DICOM файл как в Хранилища Персонифицированных данных DICOM файлов (12), так и в Хранилища Деперсонифицированных DICOM файлов (15) команду на передачу запрашивающему DICOM Устройству (4) соответствующих частей DICOM файла.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что для передачи DICOM файлов по глобальной TCP/IP сети, используется разделение DICOM файла на два независимых и разделенных по времени потока, где первый поток создан для зашифрованного заголовка с персонифицированными данными очень малого объема и второй поток для массива сжатых без потерь изображений большого объема без персонифицированных данных.

3. Способ по п.1, отличающийся тем, что для защищенной передачи DICOM файлов используется не сплошное криптошифрование DICOM файла, а только его заголовка, имеющего несоизмеримо малый объем данных по сравнению с объемом данных самого DICOM файла, а для передачи изображений DICOM файла вместо криптографии используется потоковое LossLess сжатие без потерь.

4. Способ по п.1, отличающийся тем, что для передачи DICOM файлов по глобальной TCP/IP сети, используется не стандартный протокол DICOM 3.0, а стандартный сетевой TCP/IP протокол со значительным преимуществом в скорости передачи данных.

5. Способ по п.1, отличающийся тем, что для восстановления двух частей DICOM файлов используется внешний Центр Персонификации, взаимосвязанный с независимыми

Хранилищами частей DICOM файлов и менеджерами Деперсонифицированных DICOM Устройств, посредством Центра Криптографии.

6. Способ по п.1, отличающийся тем, что для отдельного деперсонифицированного хранения DICOM файлов используется Хранилище Персонифицированных данных DICOM файлов, отделенное от Хранилища Деперсонифицированных DICOM файлов изображений, и объединенных внешней базой данных Центра Персонификации, не расположенной в этих хранилищах.

7. Способ по п.1, отличающийся тем, что ключи кодирования и декодирования персонифицированной части DICOM файла имеют ограниченное время действия, которое ограничено сессией передачи данных между двумя DICOM устройствами.

8. Способ по п.1, отличающийся тем, что при восстановлении DICOM файла выполняется дешифрация только закодированной части DICOM файла, содержащей персонифицированные данные.

9. Способ по п.1, отличающийся тем, что при передаче деперсонифицированной части DICOM файла от DICOM Устройства выполняется сжатие упомянутой части DICOM файла по технологии сжатия без потерь с полным идентичным восстановлением этой части на стороне приема.

10. Способ по п.1, отличающийся тем, что DICOM файлы восстанавливаются только в самом DICOM устройстве приема из двух полученных ранее частей этого файла персонифицированных DICOM данных и деперсонифицированных DICOM изображений.

Литература:

Патент RU 2018100006 от 09.01.2018 года

РУТИННЫЕ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ, КАК МЕТОДИКИ СКРИНИНГА АСИМПТОМАТИЧЕСКОЙ КАРОТИДНОЙ БОЛЕЗНИ

***Стародубцева М.С., Лежнев Д.А., Стулин И.Д.
(ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова МЗ РФ)***

Актуальность

Заболевания сердца и сосудов занимают ведущее положение среди причин заболеваемости, смертности и инвалидизации [1]. Большой процент распространённости среди кардиоваскулярной патологии имеют нарушения мозгового кровообращения, 80-87 % из которых составляют нарушения мозгового кровообращения по ишемическому типу или ишемические инсульты. Причиной 20-50% всех ишемических инсультов является атеросклеротическое поражение общей сонной артерии и экстракраниальных отделов внутренней сонной артерии, являющееся патофизиологической и биохимической основой асимптоматической каротидной болезни (АКБ) [2]. Одним из этапов развития атеросклеротической бляшки является отложение в ней солей кальция, что и делает её видимой при рентгенологическом исследовании, в частности при ортопантомографии (ОПТГ) и рентгенографии шейного отдела позвоночника (РШОП) [3].

Цель исследования

Улучшение диагностики АКБ путем оптимизации рутинных рентгенологических исследований, таких как ОПТГ и РШОП, в качестве первичного скрининга.

Материалы и методы

Ретроспективно были оценены 1291 ортопантограмма пациентов в возрасте от 55 до 59 лет, а также 286 рентгенограмм шейного отдела позвоночника пациентов старше 55 лет.

Результаты исследования

В результате исследования было выявлено, что обызвествления в проекции сонных артерий на ортопантограммах были выявлены у 163 человек (12,6%), иные обызвествления, соответствующие обызвествленным анатомическим и патологическим структурам, - у 51 человека (3,9%). Среди 163 пациентов с предполагаемыми кальцинатами сонных артерий (КСА) значительно преобладали женщины, их было 115 человек, тогда как мужчин всего 49, что соответствует соотношению 2,3:1. В 53 случаях (32,5%) уровень расположения КСА не был определен из-за недостаточного размера области исследования и как следствие отсутствия визуализации шейного отдела позвоночника. В 110 случаях место расположения КСА было точно оценено: в 1 (0,61 %) случае уровень расположения КСА соответствовал телу С1 позвонка, в 2 (1,22 %) – межпозвонковому диску между С1 и С2 позвонками, в 1 (0,61 %) – телу С2 позвонка, в 4 (2,48 %) - межпозвонковому диску между С2 и С3 позвонками, в 15 (9,2 %) – телу С3 позвонка, в 38 (23,3 %) - межпозвонковому диску между С3 и С4 позвонками, в 39 (23,9 %) – телу С4 позвонка, в 8 (4,96 %) - межпозвонковому диску между С4 и С5 позвонками и в 2 (1,22 %) - телу С5 позвонка. Значительно преобладали односторонние поражения (145 случаев – 88,95 %), среди которых несколько превалировали левосторонние (59,31 %), тогда как правосторонние изменения составили 40,69%. Рентгеносемиотически КСА чаще всего имели вид единичных, крошкovidных, рентгеноконтрастных теней размерами до 0,5 см (рис. 1).

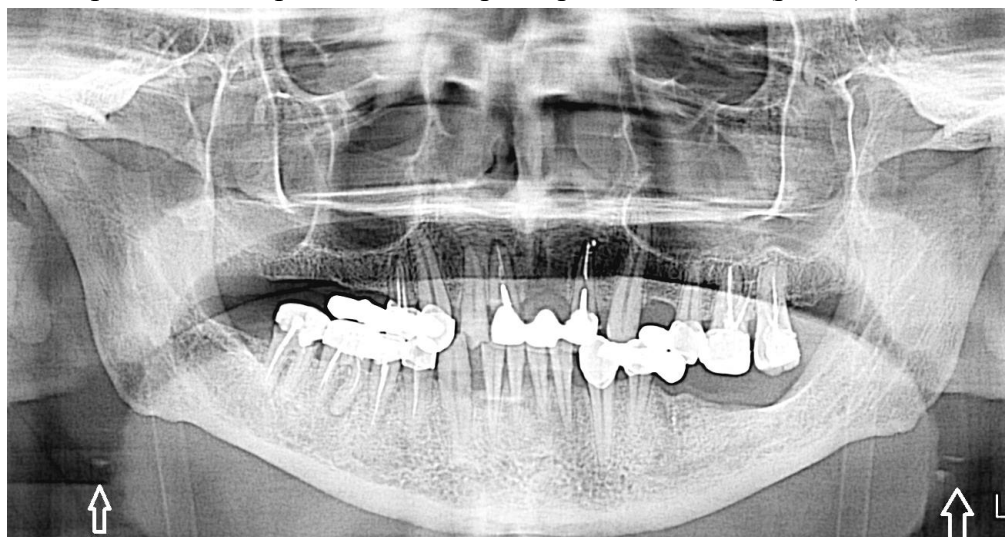


Рис. 1. Ортопантограмма. Обызвествления в проекции сонных артерий с обеих сторон

При анализе рентгенограмм шейного отдела позвоночника КСА были выявлены у 33 пациентов (11,5%), при этом значимого различия по полу выявлено не было (15 женщин и 18 мужчин). Преобладающими уровнями расположения КСА были: тело С3 позвонка – 4 случая (12,13%), межпозвонковый диск между С3 и С4 позвонками – 11 случаев (33,3%) и тело С4

позвонка – 10 случаев (30,3%), на уровне межпозвонкового диска между С4 и С5 позвонками КСА располагались в 6 случаях (18,19%), на уровне тела С5 позвонка – в 1 случае (3,04%) и на уровне межпозвонкового диска между С6 и С7 позвонками КСА также располагались в 1 случае (3,04%). Также, как и в случае ОПТГ, при анализе РШОП значительно преобладали односторонние изменения – 29 случаев (87,88%), среди которых несколько преобладали левосторонние (55,17%). Обызвествления в проекции сонных артерий чаще всего имели вид единичных, крошкovidных рентгеноконтрастных теней размерами до 0,5 см (рис. 2). Стоит отметить, что ни в одном протоколе исследования на наличия КСА врачи-рентгенологи не указывали.

Кроме того, при анализе результатов РШОП были оценены данные анамнеза и лабораторных исследований. При этом в 32 случаях направляющим на данное исследование врачом был невролог, в 1 случае – терапевт. Среди описанных в литературе факторов риска АКБ у вышеописанной группы пациентов отмечались: неблагоприятные сосудистые события (инфаркт миокарда, ишемическая болезнь сердца, постинфарктный кардиосклероз), артериальная гипертензия, курение, сахарный диабет и ожирение в анамнезе, а также дислипидемия с повышением уровня липопротеинов низкой плотности и снижением уровня липопротеинов высокой плотности.

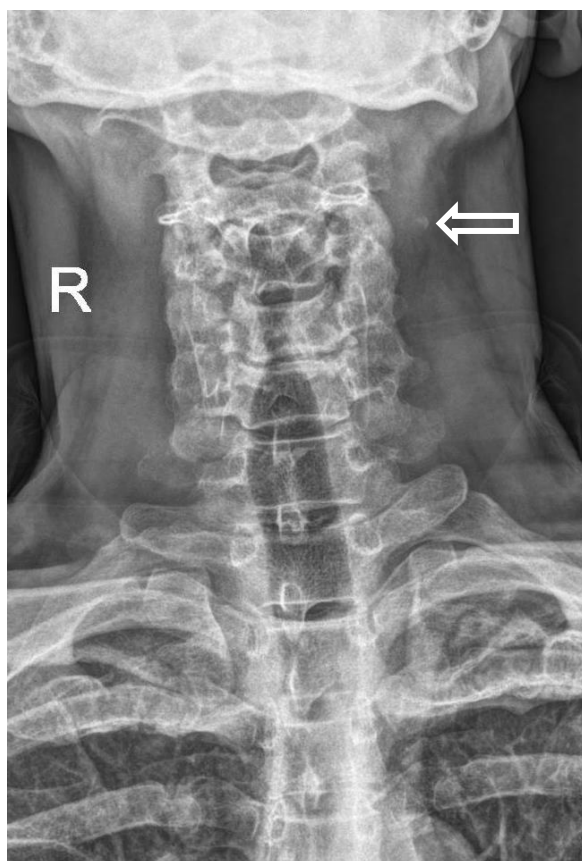


Рис. 2. Рентгенограмма шейного отдела позвоночника в прямой проекции. Обызвествления в проекции сонных артерий слева

Среди 33 пациентов 18 было выполнено ультразвуковое исследование брахицефальных артерий (УЗИ БЦА), считающееся «золотым стандартом» диагностики атеросклеротического поражения сосудов. При этом в 12 случаях с помощью данной методики были выявлены атеросклеротически измененные сосуды с наличием кальциноза

различной степени выраженности. В 10 случаях из 12 вышеуказанных скопления кальция локализовались в бляшках сонных артерий, в 2 случаях – подключичных артерий. В 3 случаях было отмечено только незначительное уплотнение стенок сосудов, утолщение комплекса «интима-медиа» с её повышенной эхогенностью и снижением дифференцировки на слои. В 3 случаях атеросклеротические бляшки в сонных артериях были описаны как гиперэхогенные, имеющие различную степень плотности, стенозирующие просвет сосудов, однако именно о скоплении кальция в них в протоколах отмечено не было.

Выводы

Таким образом: КСА могут быть выявлены при таких рутинных рентгенологических исследованиях как ОПТГ и РШОП в мягких тканях шеи в проекции сонных артерий в виде единичных, крошковидных рентгеноконтрастных теней размерами до 0,5 см. Данные обызвествления свидетельствуют о наличии АКБ и как следствие о наличии риска развития ишемического инсульта, а значит должны быть использованы в качестве первичного скрининга этого социально и экономически значимого патологического состояния кардиоваскулярной системы.

Литература:

1. Brito A. C., Nascimento H. A., Argento R., Beline T., Ambrosano G. M., Freitas D. Q. Prevalence of suggestive images of carotid artery calcifications on panoramic radiographs and its relationship with predisposing factors // Cien. Saude. Colet. 2016. V. 21 (7). P. 2201 – 2208.
2. Tarkin J. M., Dweck M. R., Evans N. R., Takx R. A., Brown A. J., Tawakol A., Fayad Z. A., Rudd J. H. Imaging Atherosclerosis // Circ. Res. 2016. Vol. 118 (4). P. 750 – 769.
3. Лежнев Д. А., Стулин И. Д., Садиков П. В., Васильев А. Ю., Стародубцева М. С. Ортопантомография как скрининговый метод выявления кальцинатов сонных артерий (обзор литературы) // Радиология-практика. 2017. № 1. Стр. 47-58.

ВОЗМОЖНОСТИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ОПРЕДЕЛЕНИИ СТРУКТУРЫ ЭНДОДОНТИЧЕСКОГО МАТЕРИАЛА И КАЧЕСТВА ЛЕЧЕНИЯ ЗУБОВ (В ЭКСПЕРИМЕНТЕ)

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

Васильев А.Ю. (ООО ЦНИИЛД), Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю.,

Бессонов В.Б. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Клестова И.А. (ООО ЦНИИЛД),

Ничипор Е.А. (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ)

Для анализа качества эндодонтического лечения в стоматологической практике чаще используют конусно-лучевую компьютерную томографию (КЛКТ), реже мультисрезовую компьютерную томографию (МСКТ) [1, 3].

Данные методики позволяют получать объемное представление о структуре зубов, изучать морфологические особенности пульпарной камеры, количество и проходимость корневых каналов, что является необходимым условием для правильного и адекватного эндодонтического лечения зубов. Однако по данным методикам невозможно проанализировать характер высокоплотного эндодонтического материала, степень его

прилегания к стенкам корневого канала, наличие дополнительных ответвлений канала, трещин [3,4].

Сочетание микрофокусной технологии рентгенографии и принципа компьютерной томографии позволяет получить высокоинформативное изображение с трёхмерной визуализацией анатомических особенностей зубочелюстной системы и характере эндодонтического материала [2, 5].

В ходе экспериментального исследования был проведен анализ компьютерных томограмм в изучении анатомических особенностей зубов, характера эндодонтического материала и степени его заполнения корневых каналов. Для эксперимента использовались препараты 8 удаленных зубов, которым была проведена КЛКТ, микрофокусная конусно-лучевая компьютерная томография (Микро-КЛКТ) и МСКТ после эндодонтического лечения.

В качестве эндодонтических материалов использовались гуттаперчевые штифты разных марок с разным типом заполнения корневых каналов (вертикальное или Z-образное заполнение корневых каналов), стоматологический силикофосфатный цемент, резорцин-формальдегидная паста, цинк-фосфатный цемент, паста на основе параформальдегида, цинк-оксид эвгенола, паста на основе эпоксидной смолы (табл. 1).

При внешнем осмотре у препаратов были определены кариозные изменения, внешние повреждения в виде трещин и сколов.

Далее было проведено эндодонтическое лечение препаратов 8 зубов. Во всех случаях пломбировочные материалы после замешивания имели однородную полужидкостную консистенцию для равномерного заполнения корневых каналов. Принципиальных особенностей в выборе эндодонтического материала и заполнения корневых каналов зубов не было.

Таблица 1. Виды пломбировочного материала, которыми заполнялись корневые каналы зубов

Порядковый номер препарата зуба	Название пломбировочного материала	Свойства и характер пломбировочного материала
1.	Гуттаперчевые штифты	Правильная лентовидная форма, разного размера, штифты уложены в корневые каналы Z-образно в горизонтальном направлении
2.	Цинк-оксид эвгенола	Порошок и раствор, формируют пастообразное вещество однородной структуры
3.	Гуттаперчевые штифты	Правильная лентовидная форма, разного размера, штифты уложены в корневые каналы в вертикальном направлении
4.	Паста на основе параформальдегида	Порошок и раствор, формируют пастообразное вещество

5.	Резорцин-формальдегидная паста	Порошок и раствор, формируют пастообразное вещество однородной консистенцией
6.	Цинк-фосфатный цемент	Порошок и раствор, формируют пастообразное вещество однородной консистенцией
7.	Силикофосфатный цемент	Порошок и раствор, формируют пастообразное вещество однородной консистенцией
8.	Паста на основе эпоксидной смолы	Порошок и смола, густой однородной консистенцией

Эндодонтический материал, используемый для заполнения корневых каналов, имел разный состав, консистенцию, структуру, характер приготовления и заполнения корневых каналов. Зубы были пронумерованы в соответствии с выбранными эндодонтическими материалами.

Далее были выполнены КЛКТ, Микро-КЛКТ и МСКТ исследования, с последующей реконструкцией и обработкой изображений. В ходе эксперимента проводился анализ серии компьютерных томограмм в определении особенностей строения зубов, количества корневых каналов, качества эндодонтического лечения, характера пломбировочного материала.

По данным КЛКТ и МСКТ определялось большое количество артефактов от высокоплотного пломбировочного материала, невозможно было дифференцировать структуру вещества, наличие дополнительных канальцев, трещин. Во всех случаях материал равномерно заполнял корневые каналы до верхушек.

По результатам Микро-КЛКТ у зубов была выявлена высокая информативность по сравнению с КЛКТ и МСКТ. В ходе исследования было отмечено, что у препаратов под номером 1, 3, 4, 5, 6, 7 верхушки зубов были не запломбированы, у зубов под номером 2 и 8 в корневых каналах определялись следы пломбировочного материала, четко визуализировались апикальные отверстия незаполненные материалом.

У препаратов зубов под номером 1 и 5, по данным Микро-КЛКТ, определялись дополнительные каналы без следов эндодонтического материала, трещины по поверхности корней. Наиболее высокорентгеноконтрастными из всех использованных эндодонтических материалов были гуттаперчевые штифты, а силикофосфатный цемент являлся менее рентгеноконтрастным с множеством мелких плотных точечных вкраплений. Данные особенности эндодонтических материалов, по результатам КЛКТ и МСКТ, не были диагностированы, вещества имели однородную структуру с неразличимым составом.

По результатам Микро-КЛКТ во всех случаях четко дифференцировался эндодонтический пломбировочный материал в каналах с различными рентгеноконтрастными включениями, пустоты между которыми свидетельствовали о неудовлетворительном прилегании его к стенкам каналов.

Во всех случаях на Микро-КЛКТ изображениях определялись мелкие повреждения корней в виде трещин, которые направлены поперечно и вертикально от поверхности корней к корневым каналам, некоторые из которых не доходили до просвета корневого канала.

Таким образом, по результатам Микро-КЛКТ была определена высокая информативность в оценке характера и качества эндодонтического лечения, положения и хода пломбировочного материала, кроме того были выявлены множество мелких повреждений корней, трещин и дополнительных каналовцев. Применение Микро-КЛКТ в стоматологической практике для контроля эндодонтического лечения зубов открывает новые возможности с объемной визуализацией зубов, мелких и малоконтрастных деталей.

Литература:

1. Васильев, А. Ю., Петровская, В. В. Возможности микрофокусной радиовизиографии в оценке структуры костной ткани и костно-пластического материала. Биотехносфера. – 2014. – № 4 (34). – С. 3–6.
2. Васильев, Ю. А. Сравнительная оценка точности объема корневого канала зубов с помощью томографических методик исследования в эксперименте / Ю. А. Васильев // Медицинская визуализация. – 2014. – № 6. – С. 8–13.
3. Кисельникова, Л. П. Детская терапевтическая стоматология: Национальное руководство. 2-е изд. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2016. 952 с.
4. Потрахов, Н. Н., Васильев, А. Ю., Петровская, В. В. и др. Микрофокусная рентгенография в медицине: Монография. Под ред. Н. Н. Потрахова. – СПб.: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015. – 91 с.
5. Rühli, F.J., Kuhn, G., Evison, R. Diagnostic value of micro-CT in comparison with histology in the qualitative assessment of historical human skull bone pathologies. Am J. Phys Anthropol. – 2009. – V. 133 (4). – P1099-1111.

ВОЗМОЖНОСТИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ДИАГНОСТИКИ СКРЫТЫХ И СТРЕССОВЫХ ПОВРЕЖДЕНИЙ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА И СТОПЫ У ФУТБОЛИСТОВ

Магомедова З.М., Егорова Е.А. (ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А. И. Евдокимова» Минздрава России)

Заболевания голеностопного сустава (ГС) и стопы относятся к наиболее часто встречающимся, составляя до 20–25 % всей патологии опорно-двигательного аппарата и до 40–60 % от числа повреждений нижних конечностей.

Учитывая значительные возможности МРТ в выявлении изменений сложных анатомических структур ГС и стопы, при всех видах повреждений данной области, сам факт травмы является показанием к ее проведению. Продемонстрировано, что МРТ обеспечивает равную или превосходящую способность по сравнению с МСКТ как по контрастному, так и по пространственному разрешению изображений при выявлении костной патологии, характеристике полных и неполных переломов, что необходимо для предоперационного планирования или определения тактики консервативного лечения [1, 4].

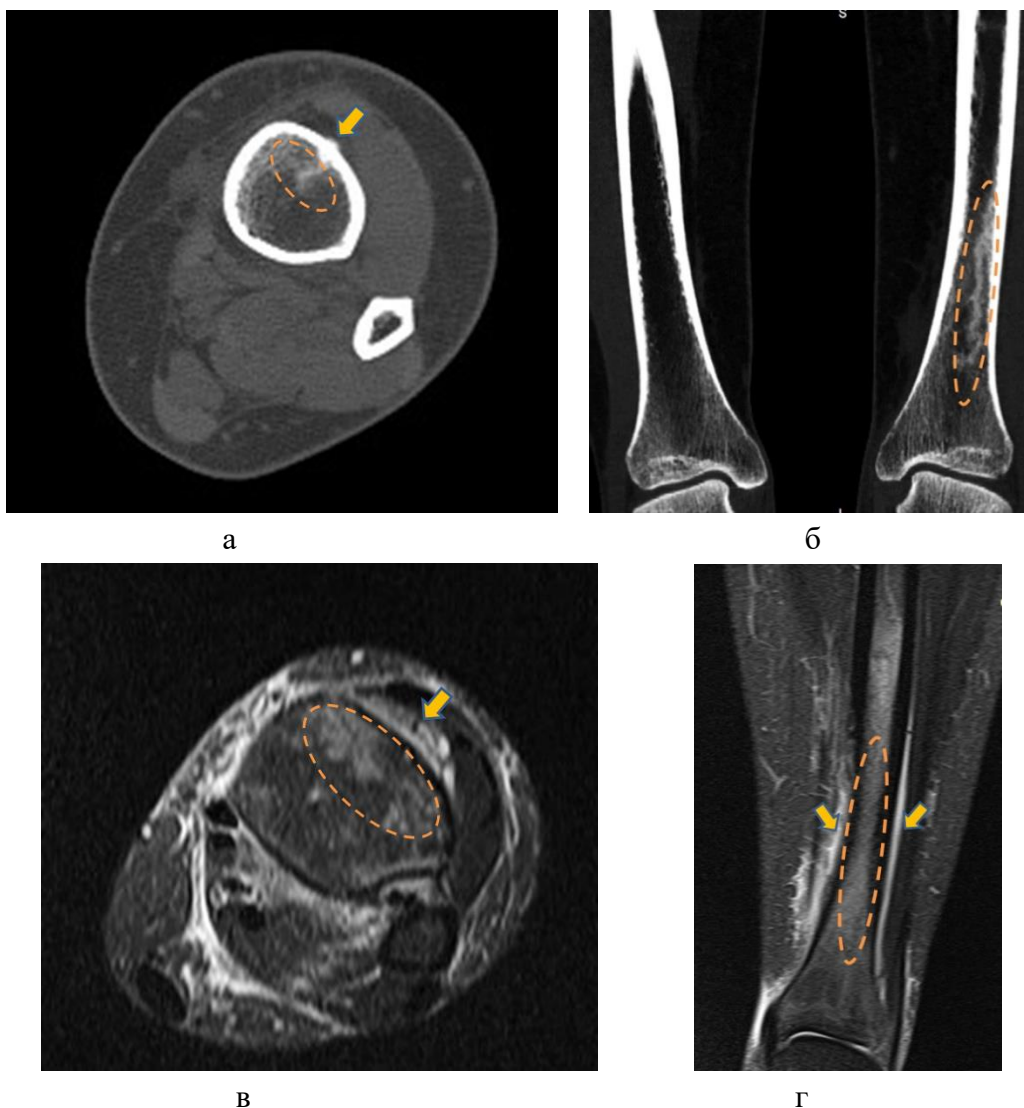


Рис. 1 МСК- и МР-томограммы левого ГС и дистальных отделов левой голени: на МСК-томограммах в аксиальной (а) и коронарной (б) проекциях определяются неравномерное интрамедуллярное обызвествление в виде «облаковидных» структур (обведено пунктирной линией) на уровне нижней трети диафиза большеберцовой кости с распространением на губчатое вещество метафиза, линейная периостальная реакция по передней поверхности кости на этом же уровне (стрелка), линия перелома не визуализируется; на МР-томограммах в аксиальной (в) и коронарной (г) проекциях отмечаются умеренно гиперинтенсивная зона с нечеткими контурами (обведено пунктирной линией), линейная периостальная реакция по передней и латеральным поверхностям (стрелки), отек мышц голени, признаки тендинита, избыточное количество жидкости в полости левого ГС

Показатели диагностической эффективности МРТ в определении травматической патологии дистальных отделов нижних конечностей составляют точность – 90 % (82–98 %), чувствительность – 71 % (41–100 %), специфичность – 97 % (96–98 %), прогностическую ценность положительного результата 72 % (42,3–100 %), отрицательного результата – 95 % (92–99 %). (2, 3).

Как показали результаты, адекватное и своевременное лечение травматических изменений ГС и стопы определяет исход повреждений, в связи с чем их ранняя диагностика приобретает особое значение. МРТ дает наилучшую визуализацию мягких тканей, а также

позволяет определить костные изменения на ранней стадии, дополняя, а иногда превосходя данные рентгенологических исследований.

Литература:

1. Егорова Е. А. Рентгенодиагностика в остеологии: Учеб. пос. для врачей и студентов мед. вузов. М.: ООО «Столица», 2015. С. 556.
2. Шотемор Ш. Ш., Донченко С. В., Васильев А. Ю., Егорова Е. А.. Лучевая диагностика заболеваний костей и суставов: Нац. руководство. Гл. 2. Переломы и вывихи костей. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2015. С. 74–321.
3. Barelds I., Krijnen W. P., van der Leur J. P., van der Schans C. P., Goddard R. J. Diagnostic accuracy of clinical decision rules to exclude fractures in acute ankle injuries: systematic review and meta-analysis // J. Emerg. Med. 2017. V. 53 (3). P. 353–368.
4. Martin R. L., Davenport T. E., Paulseth S., Wukich D. K., Godges J. J. Orthopaedic Section american physical therapy association ankle stability and movement coordination impairments: ankle ligament sprains // J. Orthop. Sports Phys. Ther. 2013. V. 43 (9). P. A1–A40.

РЕНТГЕНОГРАФИЯ СЕМЯН ОВОЩНЫХ КУЛЬТУР: НАСТОЯЩЕЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Мусаев Ф.Б. (ФГБНУ Федеральный научный центр овощеводства), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Белецкий С.Л. (ФГБУ НИИ проблем хранения Росрезерва)

Исследования внутренней структуры семян получили широкое развитие в 80-е годы 20-го века. Как показывает практика, их результаты имеют большое хозяйственно-биологическое значение. СПбГЭТУ «ЛЭТИ» совместно с учеными Агрофизического института проведены широкие работы по рентгенографии семян злаковых и некоторых технических культур. Учеными БИН РАН – по рентгенографии семян плодовых культур и их диких сородичей [1]. Учеными Анапской зональной станцией виноградарства и виноделия – по рентгенографии семян и лозы виноградного растения [2]. Начиная с 2006 года развиваются работы по рентгенографии семян овощных культур. Совместно с учеными ВНИИ селекции и семеноводства овощных культур (ныне ФНЦ овощеводства) были систематизированы и проанализированы семена 26 видов овощных культур. Выявлены, идентифицированы и классифицированы основные дефекты и недостатки внутренней структуры семян овощных культур, имеющие важное хозяйственно-биологическое значение и определяющие их качество:

- невыполненность зародыша или эндосперма в различной степени,
- внутренняя травмированность,
- заселенность и поврежденность насекомыми-вредителями,
- внутреннее (скрытое) прорастание,
- морфометрические изменения внутренней структуры, связанные со снижением жизнеспособности семян инбредных потомств или возрастом [3].

В ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» совместно с НИИ проблем хранения Росрезерва для рентгенографии семян разработан и успешно апробирован специализированный

программно-аппаратный комплекс на основе многофункциональной рентгенодиагностической установки ПРДУ (рис. 1).

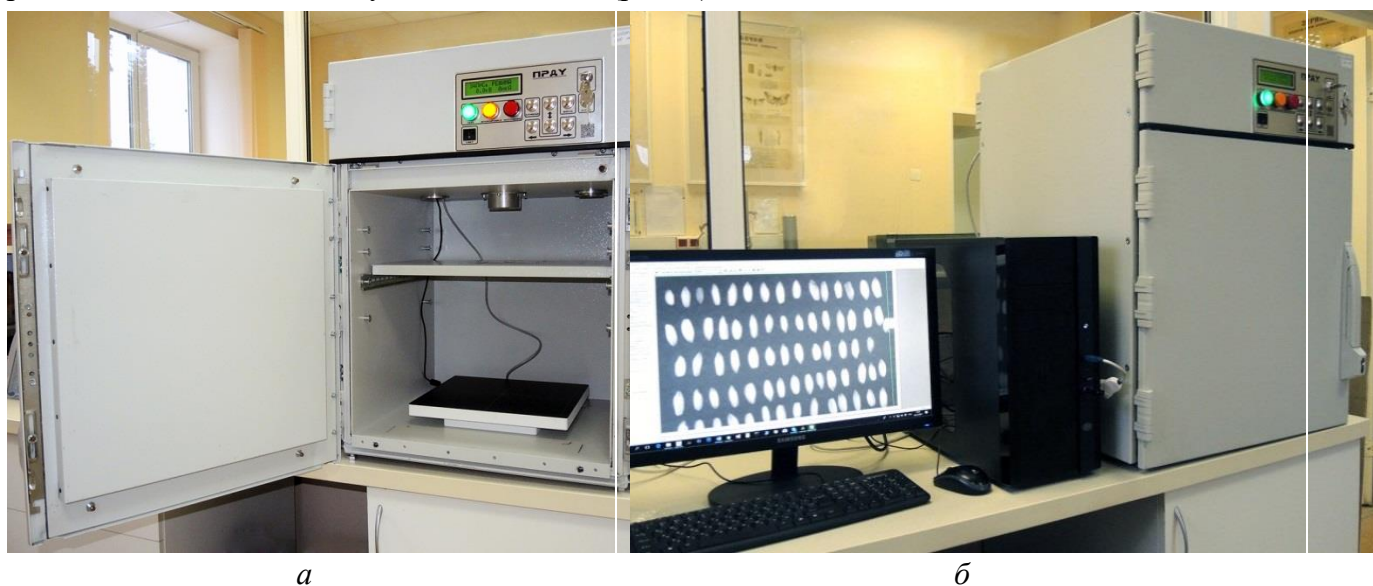


Рис. 1. Программно-аппаратный комплекс для рентгенографии семян, НИИ проблем хранения Росрезерва: а) общий вид, б) модернизированная рентгенустановка с цифровым плоскостанельным приемником-матрицей

Разработаны режимы рентгеновской съемки для семян различных овощных культур разных размерных групп (табл. 1).

Таблица 1. Режимы рентгеновской съемки семян овощных культур

Вид, культура	Размер и форма семян	Напряжение, кВ	Сила тока, мкА	Экспозиция, сек.
Съемка на ПРДУ-2				
Майоран, мелисса	мелкие	18	90	5
Морковь, укроп	средние, плоские	18	90	5
Капуста, лук	средние	20	100	3
Перец, баклажан	средние, плоские	20	100	3
Артишок, спаржа	выше среднего	22	120	3
Огурец, дыня	выше среднего, плоские	22	120	3
Горох, фасоль	крупные	22	120	3

Выявлена связь перечисленных дефектов, недостатков и аномалий внутренней структуры с посевными качествами семян. Данные визуального рентгенографического анализа качества семян совпадают с результатами их лабораторного проращивания (ГОСТ 12038–84) по целому ряду культур: шпинат, огурец, кресс-салат, горох и др. ($r = 0,78...0,80$) (рис. 2, 3).

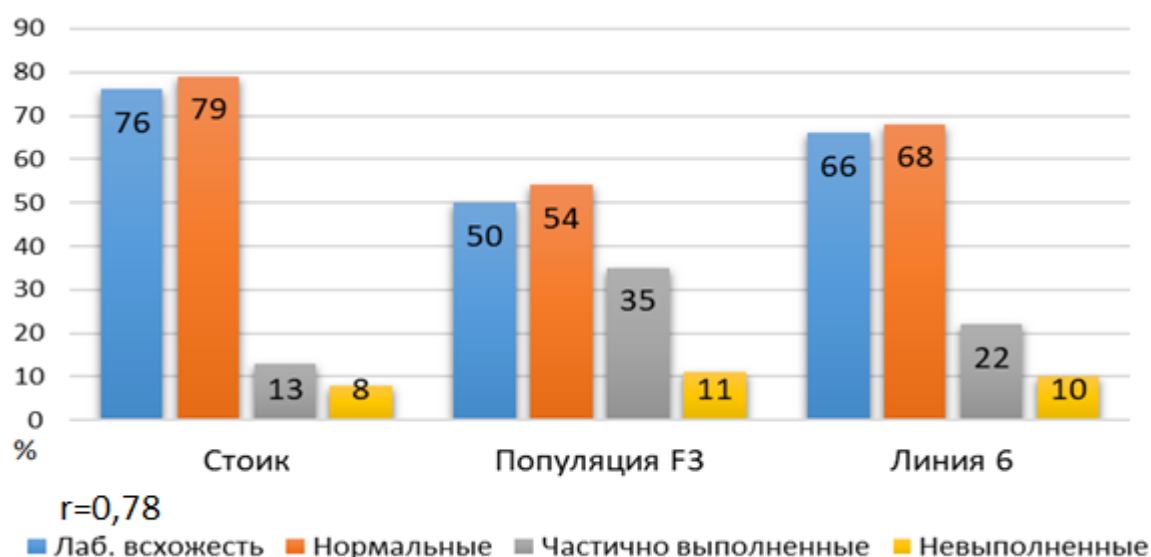


Рис. 2. Сопоставление результатов лабораторного проращивания (синий столбик) рентгенографического анализа (оранжевый, серый, желтый) семян образцов шпината, %

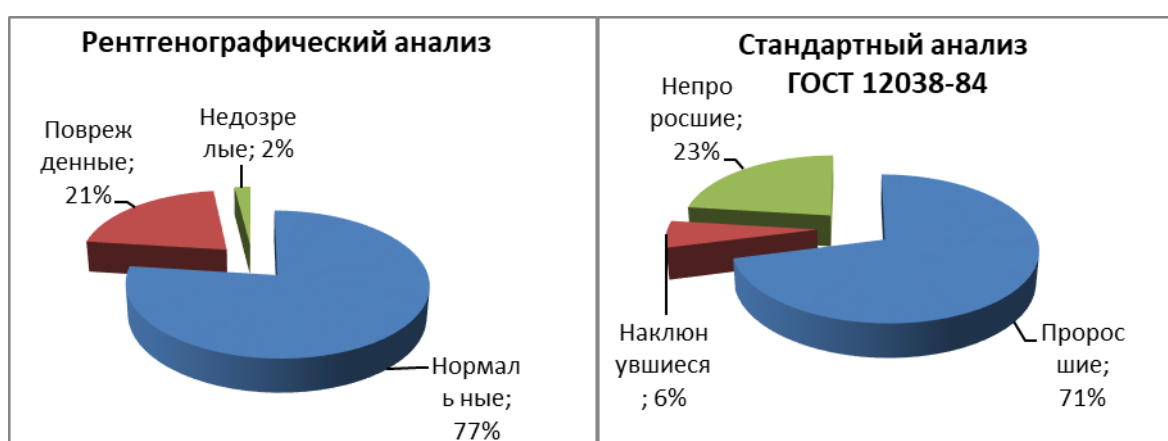


Рис. 3. Результаты анализа качества семян кресс-салата, $r = 0,81$

В то же время визуальный рентгенографический анализ качества семян не идеален и осложнен некоторыми особенностями:

- требуется участие квалифицированного оператора для анализа и оценки рентгеновских изображений;
- присутствует субъективный фактор;
- отсутствуют четкие количественные и качественные показатели.

Перспективой в рентгенографии семян овощных культур является автоматический анализ их качества. Определенные результаты в этом направлении получены в совместной работе сотрудников Агрофизического НИИ, СПбГЭТУ и НИИПХ Росрезерва. Разработана и апробирована программа автоматического анализа рентгеновских изображений зерна злаковых культур) [4]. Овощные культуры в этом плане менее технологичны, так как широкое ботаническое разнообразие обеспечивает также большую разновидность плодов и семян. Невозможно разработать технологию анализа качества семян общую для ряда культур, практически над каждым видом приходится работать отдельно.

Разработан алгоритм автоматического (компьютерного) рентгенографического анализа качества семян овощных культур, состоящий из следующих этапов:

- подготовка рентгеновских изображений;
- компенсация искажений, обусловлена геометрией рентгеновской съемки;
- идентификация объектов на изображении;
- обнаружение дефектов семян;
- фракционный анализ;
- автоматическое составление протокола анализа.

Высокая достоверность ($P=0,95$) результатов обеспечивается при анализе пробы, состоящей не менее чем из 600-700 семян.

В настоящее время продолжается дальнейшее совершенствование метода и его адаптация на семенах других видов овощных культур.

Системный подход и комплексная реализация биологических и математических методов и компьютерных технологий в дальнейшем облегчат решение задач автоматизированного анализа рентгеновских изображений хозяйственно пригодных семян всех видов растений, а также позволит интерпретировать полученные результаты для экспресс-оценки качества семян и зерна [5].

Литература:

1. Грязнов А.Ю., Староверов Н.Е., Жамова К.К., Холопова Е.Д., Ткаченко К.Г.. «Исследование качества репродуктивных диаспор видов рода яблоня (*Malus Mill.*) с помощью микрофокусной рентгенографии». Тр. Кубанского ГАУ. - №4 (55), 2015, С. 49-53.
2. Никольский М. А., Грязнов А. Ю. Оценка эмбриональной плодородности глазков винограда методом микрофокусной рентгенографии // Тр. Кубан. гос. аграр. ун-та. — 2017. — № 66. — С. 185–189.
3. Мусаев, Ф.Б., Потрахов Н.Н., Архипов М.В. Рентгенография семян овощных культур// - СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016. - 207 с.
4. Желудков А.Г., Белецкий С.Л., Потрахов Н.Н. Комплексное решение задач автоматизации рентгенографического метода анализа качества семян и зерна злаковых культур// Хлебопродукты, 2016, №5, С. 58-61.
5. Мусаев, Ф.Б., Потрахов Н.Н., Белецкий С.Л. Краткий атлас рентгенографических признаков семян овощных культур. М.: Изд-во ФГНБУ ФНЦО, 2018. — 40 с.

ИСТОЧНИК РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

**Дмитриев А.С., Тимофеев Г.А., Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н., Гук К.К., Грязнов А.Ю.,
Холопова Е.Д. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Беспалов С.Н. (АО «Светлана-Рентген»)**

Рак легкого является одной из частых и трудно излечимых форм онкологических заболеваний. При его лечении используется лучевая терапия — самостоятельно или совместно с хирургической операцией. Терапевтическое облучение больных проводят гамма-излучением с энергией от единиц до десятков МэВ или тормозным рентгеновским

излучением. 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[1]. Однако, вследствие большой проникающей способности используемого высокоэнергетичного 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. Очевидно, что важной проблемой при лечении рака легкого является разработка методики лучевой терапии, которая обеспечивала бы необходимую дозу облучения опухоли и полностью исключала облучение здоровых тканей.

Как известно, рентгеновское излучение с энергией до 50 кэВ практически полностью поглощается слоем биологической ткани толщиной 10-15 мм. Этого вполне достаточно, чтобы, не меняя положения источника излучения, целиком облучить опухоль соответствующих размеров или перемещая источник излучения с нескольких сторон облучить более крупную опухоль. Однако такое низкоэнергетичное излучение при внешнем, по отношению к пациенту, расположении источника излучения поглотится здоровыми тканями грудной клетки и не окажет никакого воздействия, например, на бронхи, из эпителия которых может развиваться раковая опухоль. Поэтому важной задачей при проведении внутриволостного облучения является разработка рентгеновского аппарата на напряжение до 50 кВ, конструкция которого позволит приблизить собственно источник рентгеновского излучения (мишень рентгеновской трубки) непосредственно к опухоли на расстояние до нескольких миллиметров.

Такая методика позволяет путем выбора спектра излучения (напряжения на трубке), расстояния до поверхности опухоли и размеров поля облучения создать условия, при которых опухоль поглотит все направленное на нее излучение и, соответственно, «заэкранирует» лежащие вокруг нее и за ней здоровые ткани. Уменьшенное на порядок и более по сравнению методикой внешнего облучения расстояние между мишенью рентгеновской трубки и опухолью, обеспечивает, при прочих равных условиях, более чем на два порядка увеличение мощности дозы излучения на поверхности опухоли. Пропорционально уменьшается общее время облучения, а также габариты и вес рентгеновского аппарата. Поскольку рентгеновское излучение с энергией до 50 кэВ, генерируемое внутри грудной клетки пациента, полностью поглотится ее тканями, нет необходимости использовать специальные рентгенозащитные средства для обеспечения радиационной безопасности медперсонала. Сама процедура лучевой терапии упрощается и ее можно проводить в условиях обычной (не рентгеновской) хирургической операционной. Соответственно, описанная методика получила определение – интраоперационная лучевая терапия (ИЛТ) [2].

В настоящее время основным разработчиком технических средств ИЛТ является компания Ариан Медикал Системс (Ariane Medical Systems, Великобритания). С 2008 года компанией произведено более 30 установок для терапии семейства Papillon 50 [3].

Для реализации методики в отечественных условиях разработан специализированный источник рентгеновского излучения моноблочного типа на основе модернизированной

рентгеновской трубки 0,15БТМ2-50 (II). В отличие от трубок традиционной конструкции, мишень которых расположена внутри вакуумного баллона, вольфрамовая мишень этой трубки является мишенью прострельного типа и вынесена из баллона на длинной и тонкой анодной трубе. Замкнутая система жидкостного охлаждения рассеивает на аноде трубки тепловую мощность до 150 Вт, что сокращает время терапевтического сеанса до нескольких десятков секунд.

Благодаря малым диаметру и длине анодной трубы (с кожухом охлаждения 16 и 300 мм, соответственно) выносной анод возможно ввести в грудную клетку пациента через межреберный прокол, при этом расположив мишень рентгеновской трубки на необходимом расстоянии от очага онкологического заболевания. Высоковольтный источник питания располагается вместе с рентгеновской трубкой в одном корпусе – моноблоке (рис.1). Выбор и установка режимов работы трубки осуществляются с помощью специального микропроцессорного пульта управления. Индикация режимов работы источника излучения, включая время облучения, а также результаты самодиагностики отображаются на крупноформатном дисплее пульта. Посредством стандартного интерфейса RS-485 предусмотрен вывод всей перечисленной информации на экран внешнего персонального компьютера и осуществляется управления источником излучения от этого компьютера. Связь между моноблоком и пультом управления осуществляется по низковольтному кабелю.

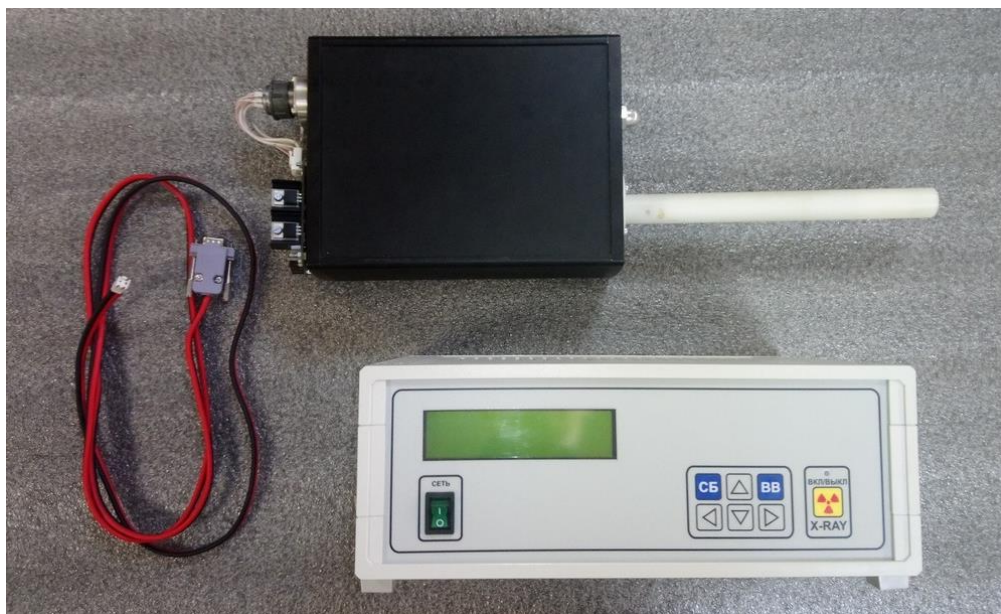


Рис. 1. Источник рентгеновского излучения для интраоперационной лучевой терапии

Для позиционирования моноблока относительно операционного поля во время проведения терапии разработано специальное штативное устройство. Устройство крепится к операционному столу и обеспечивает три степени свободы для линейных перемещений моноблока и две – для угловых. Перемещение моноблока производится вручную с последующей фиксацией в установленном положении. Для формирования поля облучения на анодную трубу надевается специально сконструированный свинцовый аппликатор цилиндрической формы (рис. 2). Аппликатор ограничивает угол раствора пучка излучения, генерируемого рентгеновской трубкой.

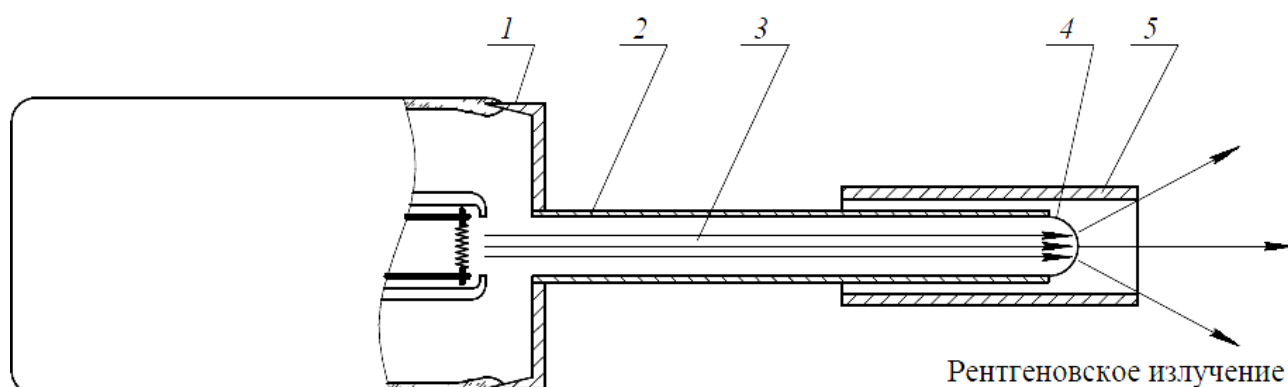


Рис. 2. Конструкция рентгеновской трубки 0,15БТМ2-50 (II) (схематично):

1 – корпус рентгеновской трубки; 2 – пролетная труба; 3 – поток электронов; 4 – мишень;
5 – свинцовый аппликатор

В источнике излучения предусмотрено устройство контроля расстояния между мишенью трубки и облучаемой поверхностью. При проведении сеанса ИЛТ такое устройство позволяет контролировать дозу облучения, а также исключает возможность повреждения внутренних тканей пациента механическим воздействием. С этой целью разработан специальный измеритель расстояния на основе лазерного дальнометрического модуля, соединенного с двумя оптоволоконными световодами (излучающим и приемным). Свободные торцы световодов крепятся на выносном аноде трубки. Результаты измерений также выводятся на дисплей пульта управления. Таким образом, заданные угол раствора и расстояние от торца мишени до поверхности опухоли позволяют обеспечить необходимые для конкретной терапевтической процедуры размеры поля облучения.

Предварительные испытания разработанного комплекта основных технических средств ИЛТ намечены на конец 2018 года и будут проводиться на базе Клинической больницы 122 им. Л.Г. Соколова. По оценкам специалистов клиники он может быть использован для реализации методики ИЛТ в отечественных клиниках. Кроме того, комплект обеспечит аппаратную основу для проведения перспективных научных исследований с целью использования методики ИЛТ в других областях отечественной медицины.

Работы проводятся в рамках проекта №.3.2.1.2 «Развитие программы инновационной активности молодых ученых» (Молодёжный конкурс инновационных проектов СПбГЭТУ «ЛЭТИ») Программы повышения конкурентоспособности университета на 2013-2020 годы.

Литература

1. Линденбрaten Л.Д., Лясс Ф.М. Медицинская радиология: учеб. литература. М.: Медицина, 1986. — 368 с. 3-е изд.
2. CALVO F.A., MEIRINO R.M., ORECCHIA R. Интраоперационная лучевая терапия: обоснование метода, технические аспекты, результаты клинического применения // Онкохирургия. Онкохирургия Инфо (Москва). 2010. ISSN: 2077-4230. eISSN: 2077-4249
3. Introducing X-Ray Brachytherapy. // Ariane Medical Systems. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.arianemedicalsystems.com/about/introducing-x-ray-brachytherapy/> (дата обращения: 30.10.2018).

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ DUAL ENERGY И METAL ARTEFACT REDUCTION ПРИ ПРОВЕДЕНИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ПАЦИЕНТАМ С МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЯМИ

Васильев Ю.А., Семенов Д.С., Сергунова К.А., Ахшмад Е.С., Петряйкин А.В. (ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии ДЗМ»), Васильева Ю.Н. (ФГБУ «Клиническая больница» УДП РФ), Бронов О.Н. (ФГБУ «НМХЦ им. Н.И. Пирогова» Минздрава России), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Введение

Непрерывное развитие техники и имплантации, а также, увеличение продолжительности жизни обуславливают ежегодный рост числа пациентов с металлоконструкциями (протезы, стенты, дентальные импланты и пр.). Так, в 2010 г. в России доля населения в возрасте старше 50 лет составляла 28 % для мужчин и 36 % для женщин, в 2017 г. - 29 и 40 % соответственно. К 2035 г. прогнозируется дальнейший рост данных показателей до 35 и 45 % соответственно.

С другой стороны, распространенность компьютерной томографии, как средства медицинской визуализации, приводит к повышению числа случаев проведения КТ-исследования пациентам с металлоконструкциями. Наличие металлических объектов в области сканирования, как правило, приводит к появлению артефактов на изображениях.

Для повышения качества таких изображений, а, следовательно, повышения их диагностической ценности, производители томографов предлагают использование двуэнергетической компьютерной томографии (Dual Energy - DE), обеспечивающей сканирование при двух различных напряжениях на трубке. Результатом такого исследования является виртуальное монохроматическое изображение (Virtual Monochromatic Image - VMI). Данный метод позволяет минимизировать артефакты ужесточения рентгеновского пучка (beam-hardening artifact). Кроме того, существуют алгоритмы постпроцессинговой обработки подавления артефактов от металлов – Metal Artefact Reduction (MAR).

Авторы Pessis E. и др. [1] показали положительное влияние использования данных технологий на качество изображений. В работе [2] описан опыт сканирования фантома с двумя металлическими имплантами: исследование показало снижение среднеквадратического отклонения (СКО) сигнала и визуальное повышение качества изображения в результате применения алгоритма постобработки. Seung Chol Han и др. [3] в своей работе также показали визуальное улучшение изображений, однако снижение СКО было зарегистрировано лишь локально.

Целью данной работы являлась разработка фантома и методики оценки эффективности подавления артефактов от металлоконструкций при анализе тканей, имеющих различное расположение и рентгеновскую плотность.

Материалы и методы

Фантом. Для имитации тканей с различной рентгеновской плотностью был изготовлен цилиндрический фантом длиной 300 мм и диаметром 200 мм, в котором концентрически расположены два ряда пробирок. Внешний вид фантома представлен на рисунке 1.

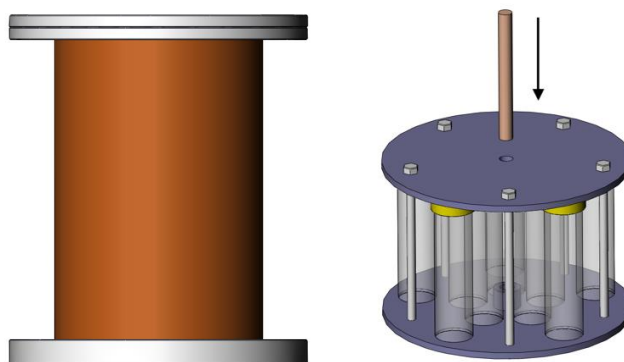


Рисунок 1. Внешний вид фантома

Пробирки заполнены водным раствором гидроортофосфата калия (ГК) в концентрациях 10, 50, 100, 200 и 300 мг/см³, что соответствует реальному диапазону плотностей тканей организма человека. Вдоль оси цилиндра закреплялся один из металлических стержней диаметром 10 мм и длиной 100 мм. Материалы стержней: алюминий, нержавеющая сталь, медь. Объем фантома заполнен водой.

Исследование. Исследование проводилось на аппарате Siemens Somatom в режиме Dual Energy (100 кВ, 250 мА и 140 кВ, 483 мА) с постобработкой MAR и без нее, шаг 0,5, толщина среза 1 мм. Исследование поочередно проводилось в четырех конфигурациях: без стержня, с алюминиевым, медным и стержнем из нержавеющей стали.

Обработка. Для оценки качества изображений было измерено среднее значение и среднеквадратическое отклонение (СКО) сигнала в пробирках, определяющие возможность точно определить рентгеновскую плотность исследуемых объектов и величину шума, соответственно. Области интереса, при этом, выделялись таким образом, чтобы охватить максимальную площадь, не затрагивая границ пробирок, на которые могут оказывать влияние краевые эффекты (рис. 2а).

Помимо этого, проведена визуальная оценка результатов работы алгоритма подавления артефактов.

Результаты

На рис. 2 (а – в) представлены КТ-изображения фантома без стержня, со стержнем из нержавеющей стали без постобработки, в – результат работы MAR.

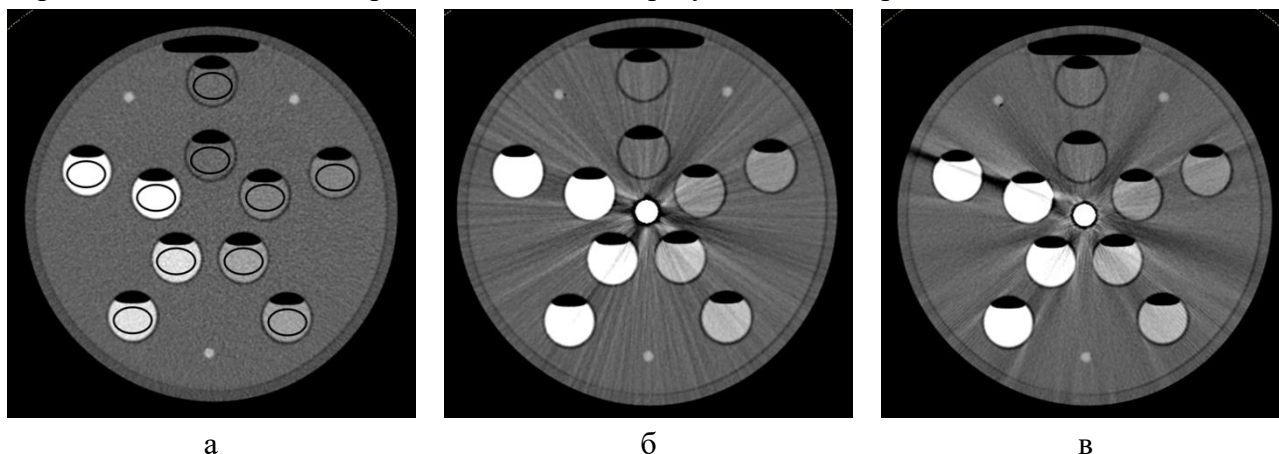


Рисунок 2. VMI-изображения фантома: а – без стержня, б – со стержнем из нержавеющей стали без постобработки, в – результат работы MAR. Рис. 2а демонстрирует расположение областей интереса для количественного анализа

На изображении без стержня отсутствовали какие-либо видимые артефакты.

Визуальная оценка обработанных MAR изображений фантома с каждым из металлических стержней показала значительное сглаживание радиальных артефактов.

Результаты численной обработки изображений со стержнем из нержавеющей стали, в частности, графики зависимости среднего значения рентгеновской плотности (mean Hu) и СКО сигнала в пробирке от концентрации ГК для 100 kV, 140 kV и VMI, представлены на рис. 3 (а-е).

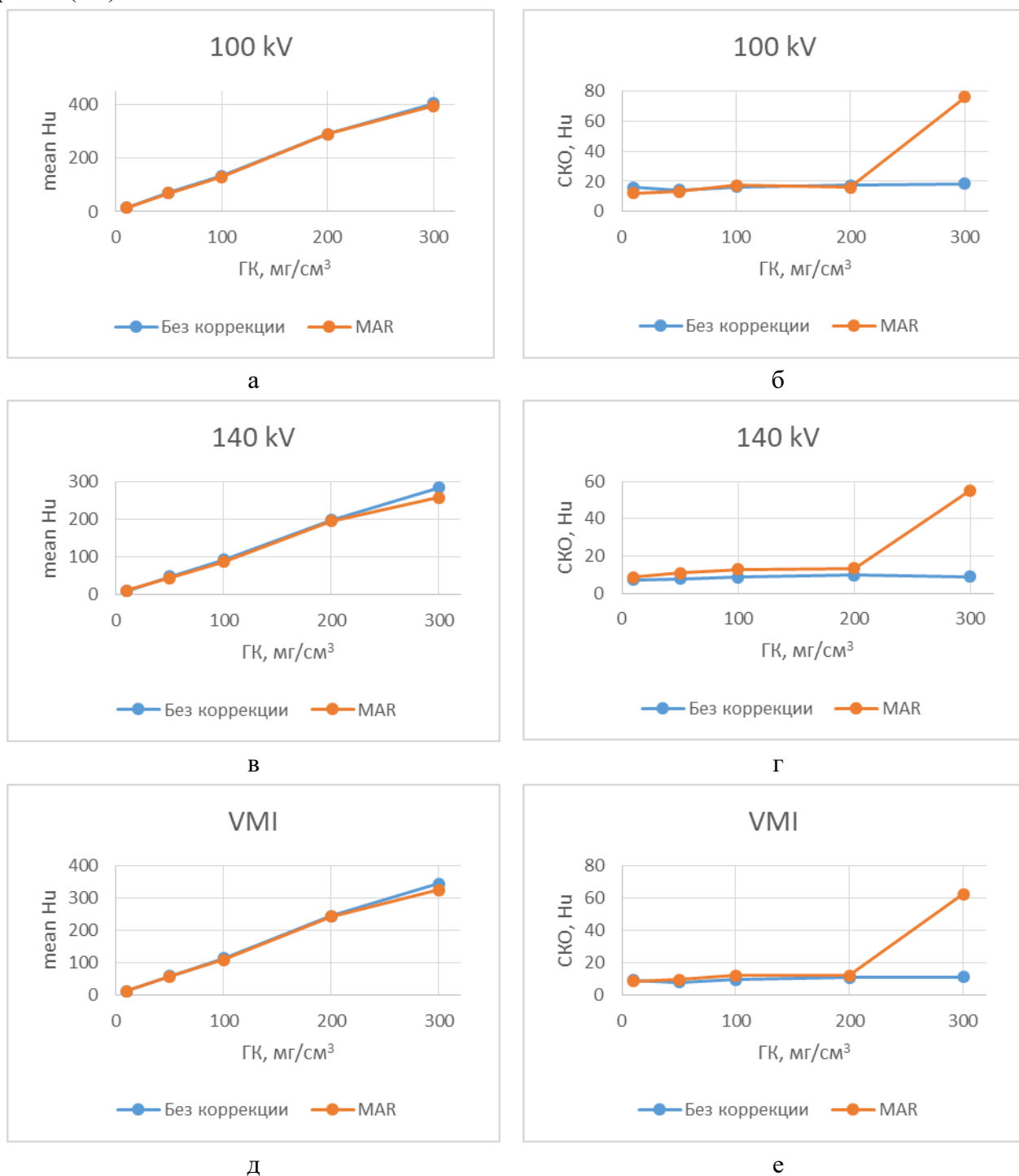


Рисунок 3. Графики зависимости среднего значения интенсивности (а – 100 кВ, в – 140 кВ, д – VMI) и СКО (б – 100 кВ, г – 140 кВ, е – VMI) сигнала в пробирках от концентрации раствора ГК

Величина среднего значения сигнала менялась в пределах 9% для 140 kV и 5,5 % для DE (нержавеющий стержень, 300 мг/см³, рис. 3в и 3д). Для медного и алюминиевого стержней применение алгоритма также незначительно влияло на среднее значение интенсивности. Результаты на внутреннем и внешнем рядах пробирок не отличались.

После обработки MAR, СКО для случаев с алюминиевым и медным стержнями уменьшалось до 55 % (алюминиевый стержень, пробирка 200 мг/см³, рис. 4а), однако, увеличивалось для пробирки с концентрацией 300 мг/см³ (рис. 4 а,б).

Кроме того, количественный анализ показал значительное увеличение шума на всех обработанных MAR изображениях для случая с нержавеющей стержнем и пробирки с концентрацией ГК равной 300 мг/см³ (на 516% для 140 kV и 450 % для DE, как показано на рис. 3г и 3е, соответственно).

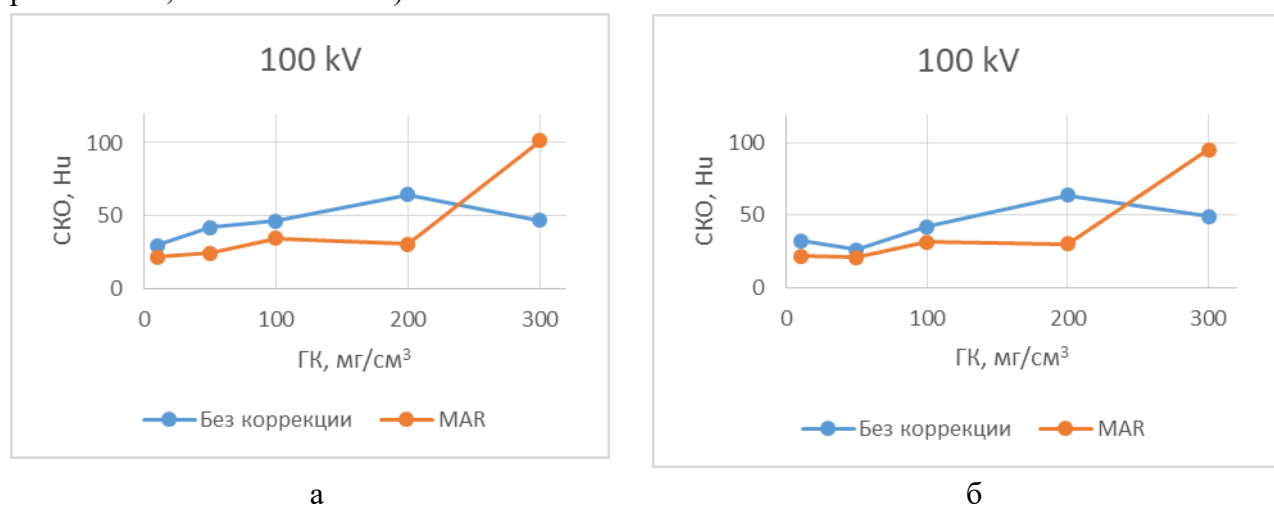


Рисунок 4. Графики зависимости СКО сигнала в пробирках от концентрации раствора ГК:
а – алюминиевый стержень, б – медный стержень

Обсуждение

Полученные результаты подтверждают эффективность применения DE и MAR при проведении КТ-исследований в случаях, когда в области сканирования находится металлический объект, в качестве инструмента, позволяющего избежать появления вызванных им артефактов. Однако, опыт показал возможность многократного локального возрастания уровня шума в тех областях, в которых расположены вещества с высокой рентгеновской плотностью. Кроме того, при количественном анализе таких изображений следует учитывать возможность некоторого изменения среднего значения рентгеновской.

Полученные результаты демонстрируют необходимость применения численных методов при оценке качества изображений, получаемых на двуэнергетической компьютерной томографии со снижением артефактов от металлоконструкций. Распространенный в решении данной задачи метод визуальной оценки может привести к некорректным выводам.

Продолжением данной работы видится развитие методики оценки качества с учетом таких параметров как низкоконтрастное разрешение, разрешающая способность, четкость границ и др.

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. Pessis E. et al. Reduction of Metal Artifact with Dual-Energy CT: Virtual Monospectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching and Metal Artifact Reduction Software // Semin. Musculoskelet. Radiol. 2015. Vol. 19, № 5. P. 446–455.
2. Jeong S. et al. Usefulness of a Metal Artifact Reduction Algorithm for Orthopedic Implants in Abdominal CT: Phantom and Clinical Study Results // Am. J. Roentgenol. 2015. Vol. 204, № 2. P. 307–317.
3. Han S.C. et al. Metal artifact reduction software used with abdominopelvic dual-energy CT of patients with metal hip prostheses: Assessment of image quality and clinical feasibility // Am. J. Roentgenol. 2014. Vol. 203, № 4. P. 788–795.

О МОДЕРНИЗАЦИИ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКОЙ УСТАНОВКИ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Ободовский А.В., Клонов В.В., Ларионов И.А., Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Согласно статистическим данным в самых крупных городах России ежемесячно происходит более 100 случаев возгорания жилых и нежилых помещений. В связи с этим быстрое и точное определение причин возгорания является актуальной задачей любой пожарной лаборатории. Одним из методов, применяемых при решении подобных задач является рентгенодиагностика, позволяющая получить информацию о внутреннем строении объекта без его разрушения.

Специально для проведения исследования различных объектов с места пожара и определения степени их повреждения была разработана конструкция рентгенодиагностической установки, учитывающая все предъявляемые требования:

- большой размер рентгенозащитной камеры для проведения исследований (внутренний объем – не менее 500х500х500 мм);
- большая площадь активной области детектора рентгеновского излучения (размер чувствительной области приемника излучения составляет 430 х 430 мм);
- возможность получения снимков с прямым геометрическим увеличением изображения (за счет использования микрофокусного источника рентгеновского излучения);

Внешний вид разработанной установки представлен на рисунке 1.



Рисунок 1. Внешний вид рентгенодиагностической установки ПРДУ

Переплетения проводов и множественные наложения различных пластмассовых и металлических объектов, спекающихся в единую неделимую массу при высоких температурах во время пожара, в значительной степени затрудняют анализ получаемых двумерных изображений.

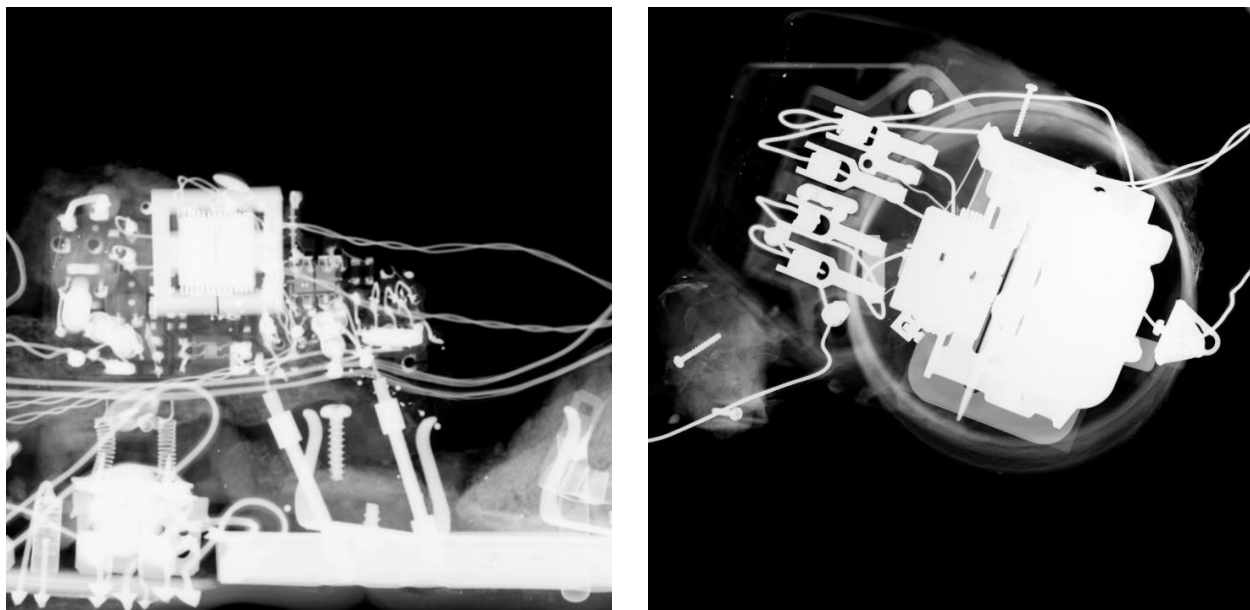


Рисунок 2. Рентгеновские снимки различных объектов исследования

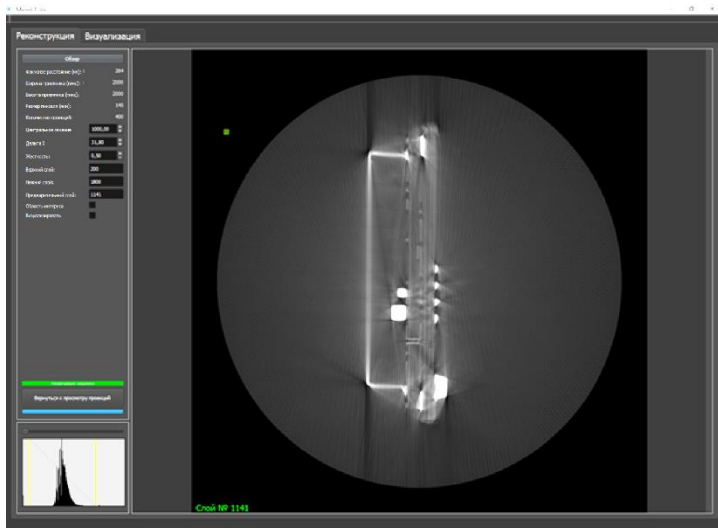
Для возможности более детального анализа подобных объектов была произведена модернизация рассматриваемой установки путем добавления функции рентгеновской томографии. Специально для этого была разработана томографическая приставка, помещаемая внутрь рентгенозащитной камеры. Приставка представляет собой систему вращения и позиционирования объекта исследования, позволяющую с высокой точностью производить как поворот объекта для получения набора проекционных данных, так и изменять коэффициент увеличения изображения.

Внешний вид установленной в рабочее пространство рентгенодиагностической установки томографической приставки представлен на рисунке 3:

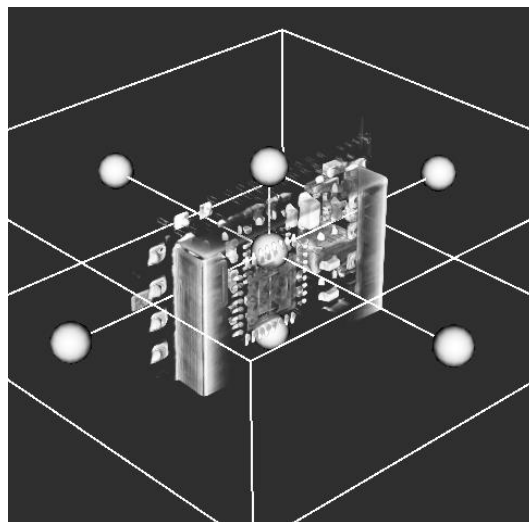


Рисунок 3. Томографическая приставка в рабочей камере рентгенодиагностической установки

Томография, в отличие от традиционной рентгенографии, позволяет получить не только «суммационное» рентгеновское изображение в плоскости приемника, но и трехмерное распределение плотности объекта исследования, что особенно актуально при просвечивании образцов сложной формы и структуры. Восстановление томографических срезов исследуемого объекта является сложной и вычислительно емкой задачей. Для решения этой проблемы было разработано специализированное программное обеспечение, обеспечивающее полный цикл работы с томографической приставкой. Внешний вид окна программы восстановления и пример трехмерной визуализации представлены на рисунке 4:

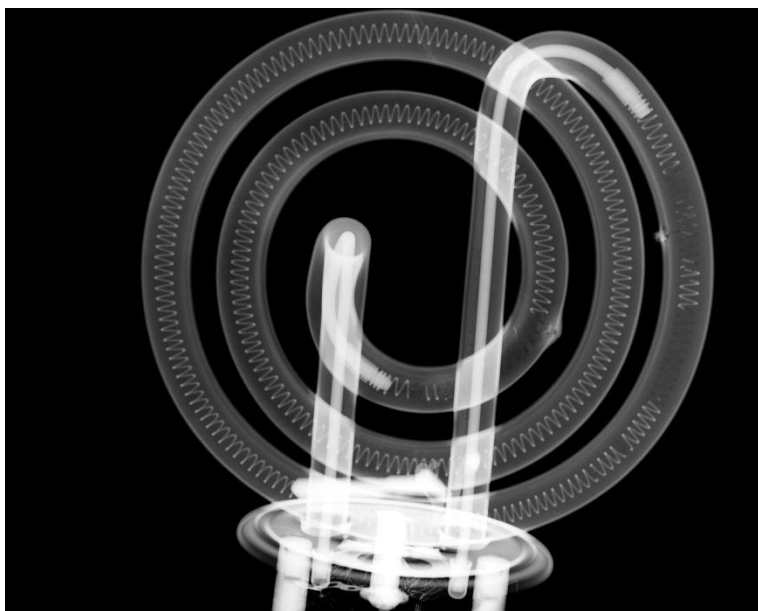


а



б

Рисунок 4. Окно программы восстановления (а) и трехмерная визуализация объекта исследования (б)



а



б

Рисунок 5. Рентгеновская проекция (а) и трехмерная визуализация (б) нагревательного элемента электрического чайника

Разработанная программа предназначена для управления установкой и восстановления поперечных сечений объекта исследования и трехмерной визуализации результатов восстановления. Для восстановления программа использует метод обратного

проецирования с фильтрацией для точечного источника рентгеновского излучения (расходящийся пучок). Все вычислительные операции производятся на графическом сопроцессоре с использованием технологии CUDA. Исходными данными для восстановления является набор угловых проекций (в формате TIFF, 16 bit) с известным шагом и файл с описанием геометрии съемки.

Рентгеновская проекция и трехмерная визуализация томограммы нагревательного элемента электрического чайника, полученные при помощи данного аппаратно-программного комплекса, представлены на рисунке 5.

Модернизированная установка прошла испытания и успешно эксплуатируется в составе испытательной лаборатории. Результаты работы показывают возможность простого и доступного переоснащения традиционной рентгенодиагностической установки с цифровым приемником рентгеновского излучения в установку с возможностью томографии, что расширяет возможности применения данной установки и значительно повышает ее диагностические свойства.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках проекта по теме «Робототехническая система многоракурсной микрофокусной рентгенографии авиационных деталей и узлов из полимерных композиционных материалов при комплексном воздействии». Номер проекта 16-19-00155.

СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ ДЛЯ ВЕТЕРИНАРИИ

В.В. Клонов, И.А. Ларионов, Н.Н. Потрахов, В.Б. Бессонов (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Введение

Применение рентгеновского излучения в современной ветеринарии вносит серьезный вклад в качество диагностики, профилактики и лечения домашних животных. Качественный снимок позволит максимально быстро диагностировать проблему или предупредить будущие возможные осложнения. Методика контактной съемки дает вполне удовлетворительные результаты, однако для получения информативных снимков следует принять во внимание некоторые ограничивающие факторы. При контактной съемке обязательно использование достаточно мощных источников для работы во всем динамическом диапазоне приемника (это приводит к максимальной контрастности изображения). Увеличенный ток трубки влечет за собой увеличенное фокусное пятно. Размер его напрямую влияет на степень размытия внешних краев изображения, что в случае диагностики недопустимо [1]. Компенсация этого явления осуществляется путем увеличения дистанции между источником и приемником. Это, в свою очередь, может привести к нежелательному дополнительному облучению персонала ветеринарных клиник, оказавшегося в области распространения рентгеновских лучей.

С точки зрения использования рентгеновских аппаратов в нестационарном режиме контактная съемка является не лучшим решением. Основной идеей, на которой базируется альтернативный подход диагностики животных, является использование источников меньшей мощности. Если снизить размер фокусного пятна до 0.3 мм или ниже, то для диагностики животных применим метод съемки с увеличением. Снижение фокусного пятна

достигается малым током трубки и использованием дополнительного фокусирующего электрода. Недостаток дозы компенсируется незначительным (20 – 30%) увеличением рабочего напряжения и снижением дистанции съемки. В результате при сохранении качества изображения данный подход обеспечивает следующие преимущества:

- Разрешающая способность приемника может быть снижена, что приводит к лучшей чувствительности;
- Расстояние источник-объект снижено, что минимизирует облучение персонала и снижает требования по мощности излучения;
- Низкая мощность (360 – 500 Вт) источника излучения снижает массу и габариты аппарата. Это значительно упрощает его использование в нестационарных условиях.

Материалы и методы

Внутреннее взаимодействие электронных модулей построено по принципу централизованного управления (см. рисунок 1). Помимо центрального модуля управления имеется дополнительный модуль, осуществляющий вспомогательные функции и высоковольтный участок, формирующий рабочее напряжение на рентгеновской трубке.

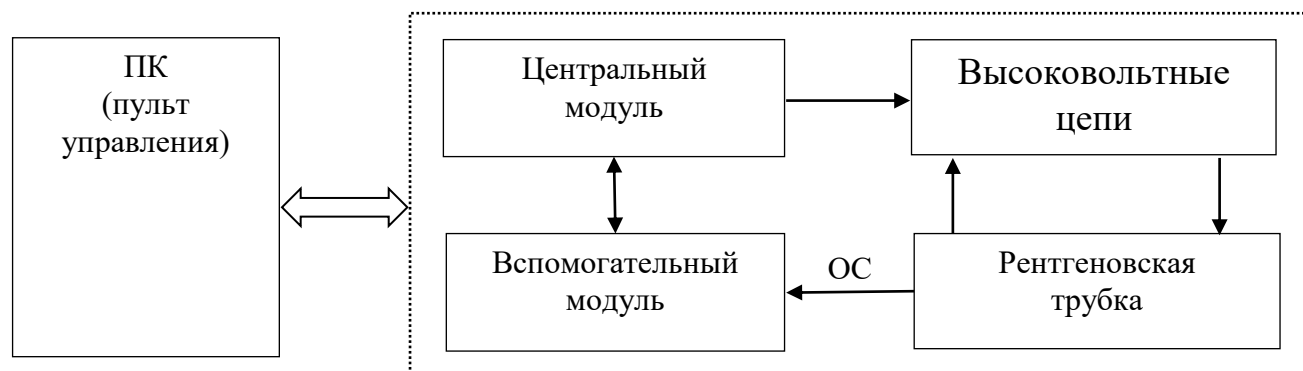


Рисунок 1. Структура организации электронных модулей

Основными функциями центрального модуля являются:

- управление силовым генератором питания рентгеновской трубки;
- менеджмент потока данных между ПК и аппаратом;
- контроль состояния центрального модуля: температура индуктивного элемента, средняя температура силовых транзисторов, средняя мощность потребления генератора;
- контроль дозы рентгеновского излучения.

Центральный МК осуществляет взаимодействие с Ethernet контроллером, имеющим аппаратную поддержку протокола TCP/IP. Считывание и запись фреймов происходит по интерфейсу SPI. Использование специализированной микросхемы упрощает взаимодействие микроконтроллера с ПК и частично снимает нагрузку с ядра и периферии, однако стоимость такого решения значительно выше, чем у микросхем MII/RMII. Управление блоком питания осуществляется аппаратно под управлением 16-битного таймера с помощью двухтактного ШИМ сигнала. Модуль располагается на внешней стороне корпуса и не контактирует с изоляционным наполнителем (трансформаторное масло). Внутри корпуса находится вспомогательный узел и все высоковольтные элементы и схемы (трансформатор, умножитель и делитель напряжения, рентгеновская трубка). От центрального узла к

внутренним элементам подходят силовые линии (передача энергии на трансформатор) и две сигнальные дифференциальные линии коммуникации с дополнительным внутренним модулем. Для обеспечения независимой передачи данных в обоих направлениях канал связи реализован по схеме полного дуплекса.

Представленная на рисунке 7 конструкция моноблока базируется на формировании нескольких ребер жесткости несущего каркаса. Осуществляется это посредством перпендикулярно расположенных стенок, которые обеспечивают жесткое позиционирование аппарата в пространстве относительно внешнего алюминиевого корпуса [2].

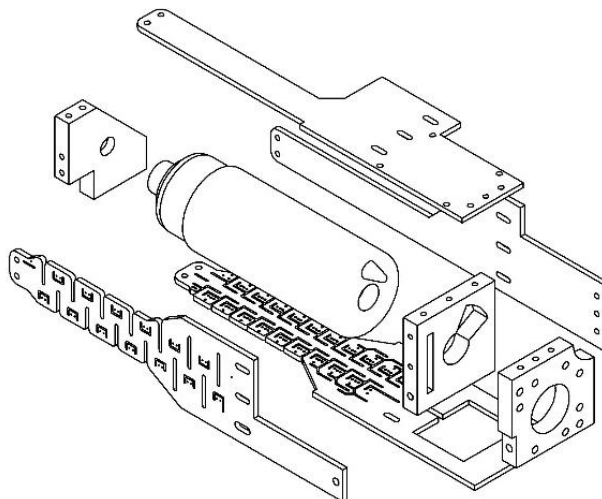


Рисунок 2 – Эскиз конструкции рентгеновского аппарата

Несущие стенки выполнены из стеклотекстолита FR4. Изделия из данного материала технологичны и имеют стабильное напряжения поверхностного пробоя около 1.5 кВ/мм (действительно при условии хранения материала в изоляции от загрязнений и влаги). Поперечные пластины выполнены из фторопласта и помимо качественной изоляции обеспечивают жесткую фиксацию всех конструктивных элементов.

Схема питания рентгеновской трубки базируется на топологии импульсного резонансного преобразователя [3]. К параметрам генератора (без учета умножителя напряжения), которые определяют режим работы трубки (анодный ток и напряжение между катодом и анодом) относятся: ток накала, резонансная частота и коэффициент заполнения преобразователя [4]. Конкретный набор значений данных параметров позволяет получить желаемые ток и напряжение трубки.

С целью определения возможных комбинаций указанных параметров для установления необходимых значений тока и напряжения на рентгеновской трубке экспериментальным путем были получены характерные зависимости для тока и напряжения (вольтамперная характеристика, зависимость напряжения от частоты, зависимость напряжения от коэффициента заполнения). Основной характеристикой при этом является вольтамперная, качественно вид семейства ВАХ и характер регулировки показаны на рисунке 3.

После сборки нового аппарата описанного типа и проведения основных его испытаний, производится набор семейства ВАХ аппарата и сохранение их в память находящегося в аппарате микроконтроллера. Затем получают калибровочные характеристики зависимости напряжения от частоты. Программное обеспечение со стороны компьютера присылает аппарату необходимые ток и напряжение на рентгеновской трубке. С

учетом хранимых ВАХ и калибровок, аппарат на основе необходимых тока и напряжения выставляет определенный ток накала. При отсутствии точки в имеющихся характеристиках, методом линейного экстраполирования аппарат выставит нужный для полученных тока и напряжения необходимый ток накала на рентгеновской трубке. Калибровочные характеристики позволяют определить требуемую на указанном напряжении рабочую частоту. Напряжение на трубке выставляется за счет изменения коэффициента заполнения.

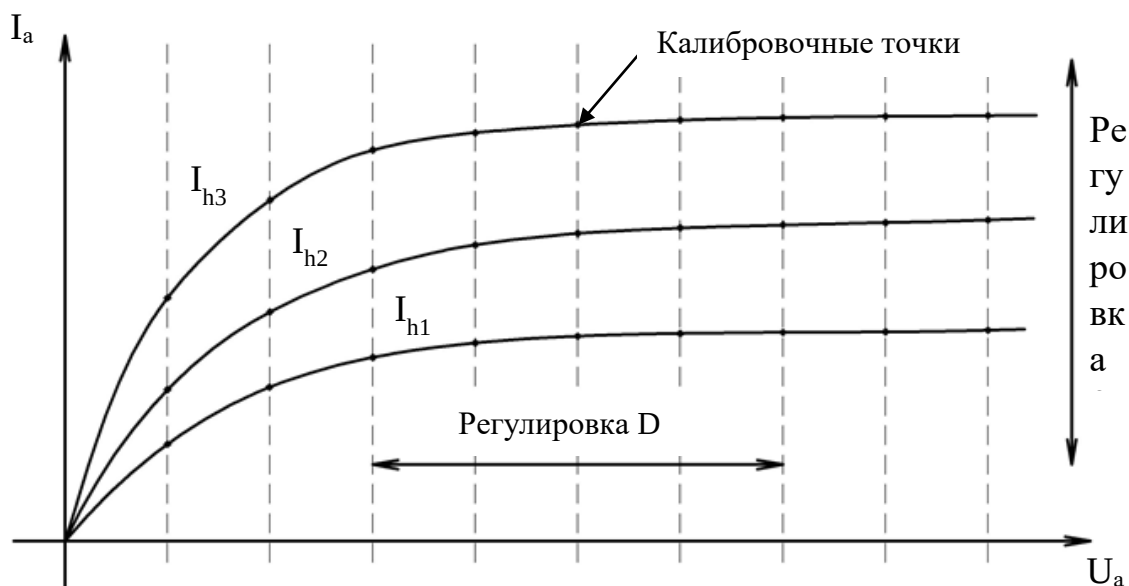


Рисунок 3. Влияние параметров схем высоковольтного генератора и питания накала на ВАХ рентгеновской трубки ($I_{h3} > I_{h2} > I_{h1}$), где:

- I_a – анодный ток трубки;
- U_a – анодное напряжение;
- I_h – ток накала трубки;
- f – частота резонансного преобразователя;
- D – коэффициент заполнения генератора

Результаты

В результате работы был спроектирован и изготовлен полностью функционирующий макет портативного маломощного аппарата для ветеринарии с возможностью управления от ПК или пульта управления. Ниже представлены основные характеристики устройства:

- рабочее напряжение: 120 кВ;
- пульсации напряжения: $< 3\%$;
- максимальная мощность: 360 Вт;
- КПД $> 75\%$;
- время выхода на режим: < 20 мс;
- вес: 5 кг;
- управление с помощью ПК или портативного пульта;
- размеры: $380 \times 130 \times 180$ мм.

Представленная конструкция обеспечивает быструю сборку, что увеличивает технологичность серийного производства. Тестирование макетного образца аппарата осуществлялось в лабораторных условиях.

Помимо самой конструкции, была разработана программа для управления и настройки рентгеновского аппарата. Реализация с ее помощью калибровки по предложенному алгоритму позволяет с высокой точностью получать необходимые рабочие параметры рентгеновской трубки.

Заключение

Современные рентгеновские аппараты позволяют получить изображения высокого качества для точной и достоверной диагностики. Однако работники клиник всегда находятся в зоне риска избыточного облучения. Особенно это относится к портативным устройствам, когда работники держат аппарат в руках или находятся рядом с ним (удерживают животное). Представленный аппарат значительно снижает дополнительное облучение в сравнении с аналогами, имеющими большое фокусное пятно. Малый размер фокусного пятна позволяет снизить мощность аппарата и дистанцию между источником и приемником излучения. Рентгенодиагностические комплексы, построенные на микрофокусных трубках, способны производить снимки более высокого качества, чем классические аппараты. Реализация локальной сети между аппаратом, ПК и приемником позволяет расширить возможности конструирования рентгенодиагностических комплексов – несколько источников и приемников излучения могут быть объединены под единым или распределенным управлением.

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. Потрахов Н.Н., «Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения» // Вестник новых медицинских технологий. 2007. Т. 14. № 3. С. 167-169.
2. Писаренко Г.С., Яковлев А.П., Матвеев В.В. Справочник по сопротивлению материалов / Г.С. Писаренко, А.П. Яковлев, В.В. Матвеев. - 2-е изд., перераб. и доп. - Киев : Наукова думка, 1988. - 734 с.
3. V.V. Klonov, I.A. Larionov, V.B. Bessonov, «Circuit modification and research of operation modes of high-frequency pulsed resonant converter of the X-ray tube power supply», 4th International Conference on X-Ray and Electrovacuum Technique: New Ideas and Developments; Saint-Petersburg; Russian Federation; 23 November 2017 - 24 November 2017, Journal of Physics: Conference Series 967 (1), 012008, 2018.
4. Philips semiconductors. Power semiconductor applications, chapter 2 – Switch mode power supplies. / <http://educyclopedia.karadimov.info/library/APPCHP2.pdf>.

К РАЗРАБОТКЕ КРИТЕРИЕВ ОБОСНОВАНИЯ НАЗНАЧЕНИЙ РЕНТГЕНОРАДИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ В РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

***Борискина А.Н. (СПбГУ), Водоватов А.В., Чипига Л.А. (ФБУН «Санкт-Петербургский
научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора
П.В. Рамзаева»), Камышанская И.Г. (СПбГУ)***

Принцип обоснования заключается в обеспечении преобладания пользы над вредом для здоровья пациента при проведении рентгенорадиологических исследований (РРИ) с учетом радиационного вреда, наносимого медицинскому персоналу или другим лицам [1]. В данном принципе заложен основной потенциал снижения доз пациентов от медицинского облучения за счет исключения необоснованных РРИ и выбора исследований, проводимых без применения ионизирующего излучения. Однако, реализация принципа обоснования не должна негативно сказываться на процессе диагностики. Принцип обоснования реализуется посредством разработки и внедрения критериев обоснования назначений РРИ (стандартов диагностики), которые разрабатываются профессиональными медицинскими сообществами совместно с органами радиационной защиты. В Российской Федерации принцип обоснования на текущий момент реализуется формально, главным образом из-за отсутствия единых клинических стандартов диагностики, различий в материально-техническом оснащении и уровнях подготовки персонала отделений лучевой диагностики.

Данная работа посвящена анализу отечественных нормативно-методических документов (НМД), регламентирующих назначение РРИ, и их сравнению с зарубежными аналогами с целью разработки предложений по их усовершенствованию. Работа была выполнена на примере диагностики немелкоклеточного рака легкого.

Выбор методов лучевой диагностики для немелкоклеточного рака легких регламентируется приказами Министерства здравоохранения и социального развития РФ (№ 742 от 1 декабря 2005 г., № 1464н от 24 декабря 2012 г., № 1081н от 20 декабря 2012 г.); федеральными клиническими рекомендациями по диагностике и лечению ассоциации онкологов России (от 2014 и 2017гг.); и медико-экономическими стандартами для г. Санкт-Петербурга. Для сравнения были выбраны наиболее распространенные и актуальные зарубежные критерии обоснованности назначений: рекомендации Американского колледжа радиологов [3] и Европейские критерии обоснования назначений РРИ [4].

Анализ отечественных НМД свидетельствует о значительной вариабельности применяемых видов исследований: от 5 до 14 различных видов. Документы между собой не согласованы. В Приказе МЗ РФ № 742 среди предложенных методов диагностики злокачественных новообразований легкого превалируют ультразвуковые методы диагностики, которые в основном направлены на поиск метастазов и занимают 31% от общего числа исследований, при этом показатель кратности данного исследования для печени и почек равен единице, а показатель частоты - 2. На втором месте по вкладу в диагностику рака легкого находится рентгенография легких, составляющая 29%, частота оказания которой равна четырем. Компьютерная томография (КТ) органов грудной клетки (ОГК), являющаяся «золотым стандартом» в диагностике рака легкого, составляет всего лишь 14% от остальных видов исследования, с частотой и кратностью оказания

исследования, равными единице. В Приказе МЗ РФ № 1081 наибольший удельный вклад вносит ультразвуковое исследование (УЗИ) внутренних органов и лимфоузлов, составляющее 52% от всех исследований, с частотой и кратностью оказания, равными 1. На втором месте находится КТ ОГК и брюшной полости, занимающая 24%, с частотой проведения 0,8, что свидетельствует о 20% пациентов, которые будут недообследованы.

В зарубежных рекомендациях основным исследованием при диагностике немелкоклеточного рака легкого является КТ ОГК, которая занимает половину от остальных видов исследования. На втором месте находится МРТ головного мозга и брюшной полости, занимающая 26%, и нацеленная на поиск возможных метастазов. Рентгенография, ПЭТ/КТ и сцинтиграфия занимают значительно меньшую долю в верификации диагноза. Сводная информация о различных видах лучевой диагностики, использующихся в отечественной и зарубежной практиках, представлена в Таблице 1.

Таблица 1. Рентгенорадиологические исследования, использующиеся для диагностики немелкоклеточного рака легких в отечественной и зарубежной практиках

Приказ N 742				
Вид исследования	Анатомическая область	Частота	Кратность	Процентный вклад
УЗИ	Почек	1	2	31%
	Печени	1	2	
	Плевры	0,3	1	
	Средостения	0,1	1	
	Лимфоузлов	0,1	1	
Рентгенография	Легких	1	4	29%
	Прицельная рентгенография легких	0,1	1	
Томография	Легких	1	2	14%
Сцинтиграфия	Костей скелета	1	1,5	10%
КТ	ОГК	1	1	7%
ПЭТ/КТ	Всего тела	0,3	1	2%
Приказ 1081				
УЗИ	Лимфоузлов	1	1	52%
	Внутренних органов	1	1	
КТ	ОГК	0,8	1	24%
	БП и забрюшинного пр-ва	0,15	1	
Рентгенография	Легких	0,35	1	11%
	Пораженной части скелета	0,08	1	
Сцинтиграфия	Костей скелета	0,4	1	10%
МРТ	ГМ с контрастом/без	0,1	1	3%
Клинические рекомендации Ассоциации Онкологов России				
УЗИ				17%
КТ				17%
МРТ				17%
Rg				17%
ПЭТ/КТ				17%
Сцинтиграфия				17%
ACR				
КТ	ОГК, БП			48%

МРТ	ГМ			26%
ПЭТ/КТ	Всего тела			11%
Рентгенография	ОГК			8%
Сцинтиграфия	Костей скелета			7%
Radiation protection 118 (Европа)				
Rg	ОГК			
КТ	ОГК			
МРТ	Всего тела			
ПЭТ/КТ	Всего тела			
Diagnostic imaging referral guidelines (Канада)				
КТ	ОГК			
ПЭТ/КТ	Всего тела			

Особенностями отечественных НМД являются показатели частоты применения различных видов исследования. Также в них отсутствуют сведения о доказательности видов РРИ и данные о радиационных рисках для пациентов. Напротив, зарубежные НМД организованы по единой форме, включающей список возможных методов исследований (с подавляющим вкладом КТ и РНД) с указанием уровня клинической эффективности, сведений о доказательности и относительного радиационного вреда (риска) для пациента для каждого из предложенных исследований.

Наиболее близкими по структуре к зарубежным рекомендациям являются федеральные клинические рекомендации ассоциации онкологов. С точки зрения обеспечения радиационной безопасности пациентов целесообразно провести их доработку путем актуализации представленной информации и ее дополнения значениями средних эффективных доз за РРИ и соответствующими им категориями радиационного риска [5]. Это позволит рентгенологам, радиологам и лечащим врачам использовать данные рекомендации для обоснования проведения диагностических исследований, а также для информирования пациента об ожидаемой дозе облучения и о возможных последствиях для здоровья. Пример доработанных критериев обоснования представлен в Таблице 2.

Таблица 2. Критерии обоснования назначений рентгенорадиологических исследований для немелкоклеточного рака легких в Российской Федерации

Вид исследования	Анатомическая область	Критерии применимости			Категории радиационного риска	
		Частота оказания услуги	Кратность применения	Рекомендации по применимости	Взрослые (18-64 года)	Лица старшего возраста (65 лет и более)
КТ	Органов грудной клетки	1	1	Обычно применим	Низкий ☼☼☼☼	Очень низкий ☼☼☼
ПЭТ/КТ	Всего тела	0,3	1	Обычно применим	Низкий ☼☼☼☼	Очень низкий ☼☼☼
МРТ	Головного мозга	0,1	1	Обычно применим	Отсутствует	Отсутствует
Рентгенография	Легких	1	4	Возможно применим	Минимальный ☼☼	Пренебрежимый ☼
Сцинтиграфия	Костей скелета	1	1,5	Возможно применим	Низкий ☼☼☼☼	Низкий ☼☼☼☼
УЗИ	Лимфоузлов	1	1	Как правило не применим	Отсутствует	Отсутствует

	Внутренних органов	1	1	Как правило не применим	Отсутствует	Отсутствует
Линейная томография	Органов грудной клетки	1	1	Как правило не применим	Низкий ☹☹☹☹	Очень низкий ☹☹☹

В качестве альтернативы может быть предложено использование критериев ACR в российской практике. Данные критерии постепенно принимаются различными профессиональными рентгенологическими сообществами в зарубежных странах в качестве золотого стандарта. Так, обновленные европейские критерии обоснования назначений iGuide являются копией критериев ACR. Достоинствами критериев ACR являются использование принципов доказательной медицины, наличие образцов протоколов проведения РРИ, непрерывная и своевременная актуализация. Однако, их широкое внедрение может быть затруднено в связи с ограниченной доступностью современных высокотехнологичных методов лучевой диагностики (КТ, МРТ и гибридных методов исследований) в Российской Федерации.

Внедрение обновленных стандартизованных критериев обоснованности назначений РРИ должно сопровождаться их интеграцией в электронном виде в радиологические и внутрибольничные информационные системы, а также в программное обеспечение автоматизированных рабочих мест врачей-рентгенологов. Также необходимо гармонизировать критерии обоснованности с существующими системами страховых компаний и, в частности, с системами ОМС. Только в этом случае можно надеяться на реальное их применение в клинической практике.

Литература:

1. Публикация МКРЗ 105. Радиационная защита в медицине / ред. русского перевода М.И. Балонов. – СПб.: ФГУН НИИРГ, 2011. – 66 с.
2. Состояние онкологической помощи населению России в 2017 г. Под ред. А.Д. Каприна, В.В. Старинского, Г.В. Петровой. - М.: МНИОИ им. П.А. Герцена - филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» Минздрава России, 2018. - 236 с.
3. ACR Appropriateness Criteria. <https://acsearch.acr.org/list> Дата последнего обращения 12.01.2017 г.
4. “Radiation protection 118. Referral guidelines for imaging. Luxembourg.: European Commission, 2000. 129 p.
5. Оценка радиационного риска у пациентов при проведении рентгенорадиологических исследований. Методические рекомендации МР 2.6.1.0098-15. – М.: Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, 2015. – 34 с.

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА ВЫПОЛНЕННОСТИ СЕМЯН ПРИ ПОМОЩИ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

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

Семянка — плод подсолнечника — включает оболочку, которую называют лузгой, и ядро (собственно, семя). Так как именно ядро представляет собой основную ценность, важны его размеры, а также соотношение объёма лузги к объёму ядра в семянке. Коэффициентом выполненности семени называется отношение объёма ядра к объёму всего семени. Масличные сорта подсолнечника имеют, как правило, мелкие семена, лузга плотно облегает к ядру. Крупноплодные лузговые и кондитерские сорта и гибриды имеют длинную семянку. Однако часто бывает, что крупноплодная семянка включает ядро даже меньшего размера, чем у масличного подсолнечника. Традиционными методами оценить соотношение объёмов ядра и лузги, а также внутреннее строение семянки можно только разрушив её, что приводит к гибели семени. Для того чтобы оценить размеры ядра, может быть использована микрофокусная рентгенография: на рентгенограммах семянка и ядро отличаются по яркости, поэтому в случае использования автоматического распознавания ядер и семянки можно рассчитать коэффициент выполненности семени. В связи с этим, была поставлена задача разработать методику автоматического определения коэффициента выполненности семян по их рентгенограмме.

Выбор микрофокусной рентгенографии обусловлен необходимостью использования для корректной оценки размеров ядра семени подсолнечника снимков с увеличением изображения в 5-20 раз [1,2]. В нашем эксперименте рентгенографический анализ семян проводился с использованием установки ПРДУ-02 (рис. 1), предназначенной для оперативного контроля качества продовольственного и фуражного зерна, семян зерновых и овощных культур, саженцев различных растений.



Рисунок 1. Рентгеновская установка ПРДУ-02

Установка состоит из рентгенозащитной камеры, источника рентгеновского излучения (в верхней части камеры), пульта управления рентгеновским излучением, предметного столика, и приемника изображений. Анодное напряжение рентгеновской трубки может изменяться в диапазоне от 5 до 50 кВ, ток рентгеновской трубки может изменяться от 20 до 200 мкА. Одним из основных достоинств ПРДУ-02 является малый размер фокусного пятна рентгеновской трубки (менее 40 мкм), что позволяет получать для различных объектов резкие и контрастные изображения с увеличением до 20 раз. В качестве приемника изображений использовалась CR система DIGORA PCT.

Для расчёта коэффициента выполненности семян по рентгенограмме была разработана методика, состоящая из следующих пунктов:

1. Предварительная обработка изображения;
2. Построение, оценка и сглаживание гистограммы;
3. Поиск минимумов и максимумов на гистограмме;
4. Бинаризация исходного изображения при помощи двойного порога.

В разработанной методике предварительная обработка изображения заключалась в применении к изображению билатерального (двухстороннего) фильтра [3]. Обработка при помощи этого фильтра позволила значительно подавить шум на изображении, при этом оставив контуры резкими.

Следующим шагом выполнялся расчет гистограммы сглаженного изображения.

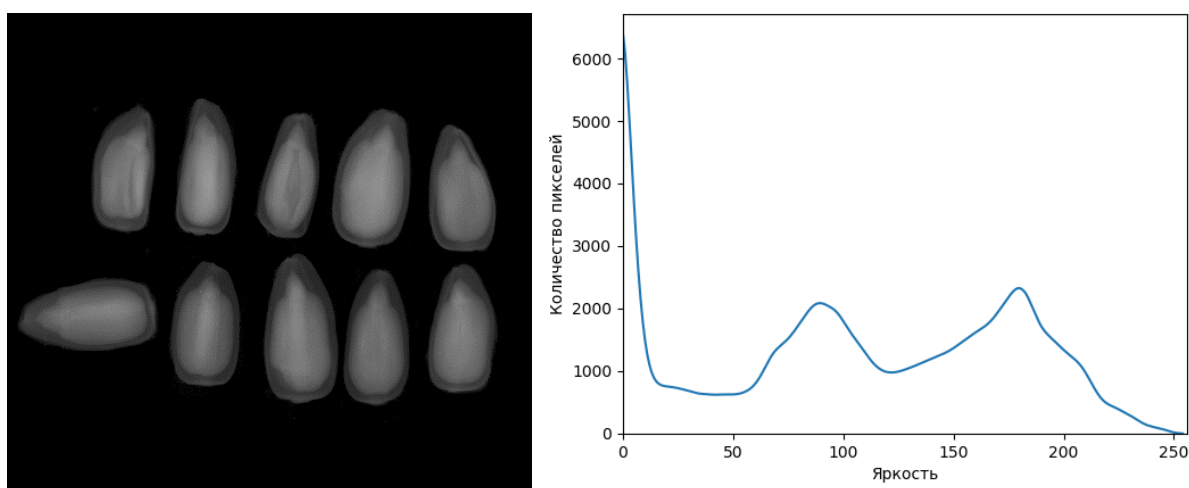


Рисунок 2. Исходное изображение (слева) и его сглаженная гистограмма (справа)

После построения гистограммы проводилось ее сглаживание при помощи сплайна [4]. На рисунке 2 представлена типичная гистограмма рентгенограммы семян подсолнуха. Гистограмма имеет 3 ярко выраженных пика. Один пик соответствует яркости фона изображения (он находится вблизи нуля по оси яркости) два других пика соответствуют яркости семян (средняя яркость) и ядер семян (максимальная яркость). Поиски максимумов проводились при помощи метода градиентного спуска.

Для разделения по яркости фона и семян использовался локальный минимум, находящийся между максимумом, соответствующим фону, и максимумом, соответствующим яркости семян.

Оптимальным порогом для разделения по яркости изображения семянки и изображения ядра будет наименьший локальный минимум, который находится между максимумами, соответствующими семянкам и ядрам. Такой минимум в методике находится

с помощью градиентного спуска. В качестве начального приближения использовалась точка, находящаяся между рассмотренными максимумами. Затем проводилось пороговое преобразование. Результат преобразования представлен на рисунке 3.

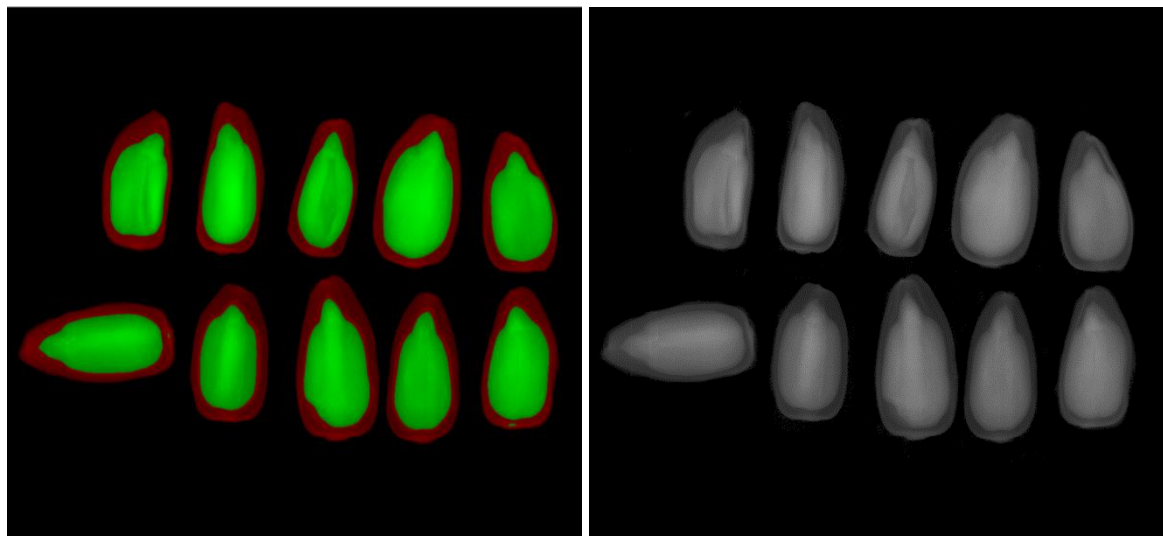


Рисунок 3. Результат двойного порогового преобразования (слева) и исходное изображение (справа)

В результате выполнения исследования была разработана методика определения коэффициента выполненности семян при помощи микрофокусной рентгенографии. Методика была апробирована на выборке из 300 рентгенограмм семян подсолнечника разных сортов. В результате проведения апробации было установлено, что для любой рентгенограммы из выборки коэффициент выполненности семян, рассчитанный по разработанной методике, отличается от рассчитанного по традиционной методике не более, чем на 8%.

Литература

1. Потрахов Н.Н. Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий, 2007.
2. Грязнов А.Ю. Методы и системы микрофокусной фазоконтрастной медицинской рентгенодиагностики, 2010.-25 с.
3. Tomasi, C; Manduchi, R. Bilateral filtering for gray and color images (PDF). Sixth International Conference on Computer Vision. Bombay. 1998. pp. 839–846.
4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2006. с. 1104

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕСТ-ОБЪЕКТА «КОНТРАСТ-ДЕТАЛЬ» ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

*Тельнова А.Ю. (ФТИ им. А.Ф. Иоффе РАН),
Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева)*

Неотъемлемой частью процедуры оптимизации является оценка качества изображения, полученного с использованием новых низкодозовых протоколов. Для проведения объективной количественной оценки качества рентгеновских изображений используются специализированные тест-объекты, включающие в себя несколько модулей для одновременного проведения измерения различных физических параметров изображения (например, контраста и пространственного разрешения). Их использование позволяет установить и оценить взаимосвязь между дозой облучения пациента, параметрами проведения исследований и качеством изображения, что особенно актуально при оптимизации проведения цифровых рентгенографических исследований, выполняющихся с автоматическим контролем экспозиции. Цель данного исследования заключалась в оценке возможностей снижения доз облучения пациентов при проведении цифровой рентгенографии органов грудной клетки с автоматическим контролем экспозиции с использованием тест-объекта «контраст-деталь». Исследование было выполнено на базе СПб ГБУЗ «Мариинская больница».

Тест-объект представляет собой квадратную матрицу из полиметилметакрилата (длина 150 мм, ширина 150 мм, толщина 10 мм), разделенную на 15 строк и 15 столбцов (см. Рис 1. б) – всего 225 сегментов. В каждом сегменте матрицы просверлены отверстия с различным диаметром и глубиной. По вертикали увеличивается диаметр отверстия (с 0.3 мм до 8 мм); по горизонтали увеличивается глубина отверстия (с 0.3 мм до 8 мм), что позволяет оценивать контраст и пространственное разрешение соответственно. По сравнению с оригинальным фантомом CDRAD 2.0 [1] размеры использованного тест-объекта были уменьшены вдвое с сохранением всех размеров и паттернов расположения отверстий. Это позволяет использовать тест-объект в том числе и с коллимированными размерами полей облучения. В эксперименте тест-объект использовался в сочетании с фантомом (полиэтиленовая канистра 250x250x150 мм, наполненная водой).

Были получены рентгеновские изображения фантома на различных режимах проведения рентгенографии органов грудной клетки на диапазоне напряжений 60-150 кВ с автоматическим контролем экспозиции и на фиксированном напряжении 90 кВ на диапазоне значений экспозиции 2-100 мАс. Для каждого режима измеряли произведение дозы на площадь; на его основе рассчитывали эффективную дозу. Измерение произведения дозы на площадь (ПДП) проводилось поверенной проходной ионизационной камерой ДРК-1 (Доза), входящей в комплект оснащения рентгеновского аппарата. Эффективные дозы (ЭД) рассчитывались с использованием программного обеспечения РСХМС 2.0 [2] на базе измеренного ПДП для режима рентгенографии ОГК в задне-передней проекции с использованием взвешивающих коэффициентов из 60 Публикации МКРЗ.

Полученные цифровые рентгеновские изображения экспортировались в формате DICOM с рабочей станции рентгеновского аппарата, пост обработка при этом не

проводилась. Для автоматической оценки качества рентгеновских изображений фантома было разработано программное обеспечение в среде «Mathlab». Интерфейс ПО представлен на рисунке 1.

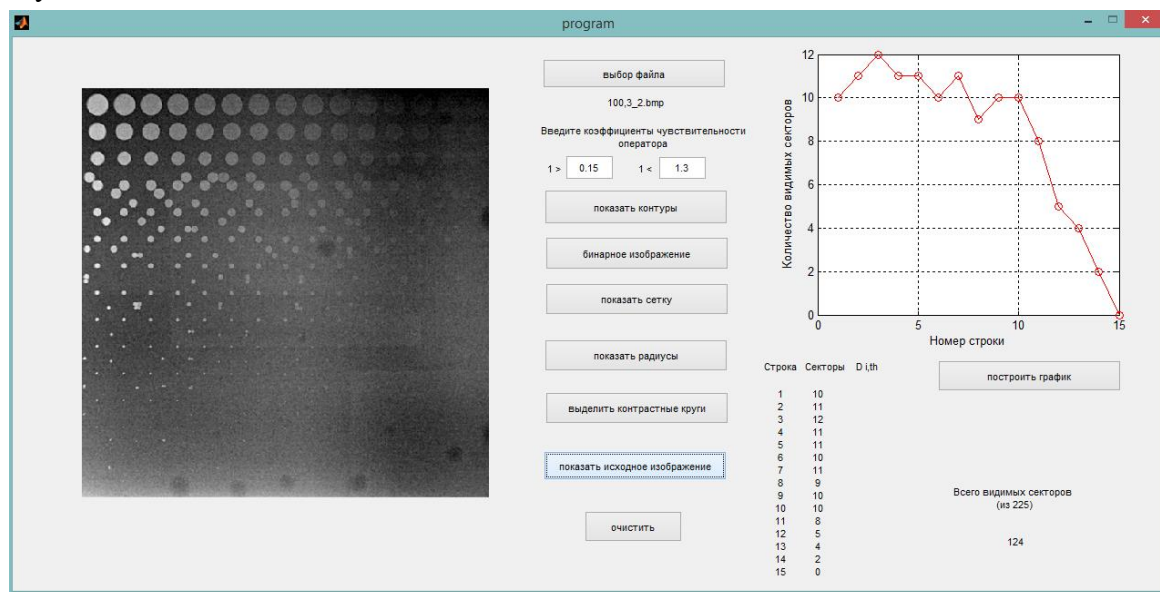


Рис. 1. Интерфейс программы для оценки качества изображения

Метод поиска и подсчета кругов в данной программе происходит по следующему алгоритму:

- Файлы в формате DICOM конвертируются в формат в формат .bmp и обрезаются по размерам тест-объекта;
- С помощью функции `edge('canny')` изображение обрабатывается оператором Кэнни, выделяющим контуры изображения (рисунок 2а);
- С помощью функции `imfill('holes')` заливаются все замкнутые контуры изображения (рисунок 2б);
- Команда `imopen` удаляет все незамкнутые контуры. В итоге получается бинарное изображение (рисунок 2в);
- Все изображение разделяется на 225 зон интереса (15x15) с помощью сетки;
- Функция `bwboundaries` в связке с функцией `regionprops` выдает значение диаметров различных кругов;
- Для каждой зоны интереса проводится операция `bweuler`, которая в бинарном изображении вычисляет значение Эйлера (количество областей со значением пикселей $\neq 0$);
- На основе этих значений выполняется построение графика, ограничивающего зону видимых кругов. Дополнительно выводятся численные значения количества кругов построчно.

Количественная оценка качества изображения производилась по следующим параметрам: процент видимых секторов - COR и %; инвертированный коэффициент качества изображения - IQF_{inv} [1].

Оценка качества рентгеновских изображений тест объекта производилась по следующим параметрам:

- определение процентного соотношения площади видимых секторов к общей площади секторов на тест-объекте (COR) [10]. Расчеты проводились с использованием выражения 1:

$$COR = \frac{\text{видимые секторы}}{\text{общая площадь секторов}} \cdot 100\% \quad (1)$$

- определение инвертированного коэффициента качества изображения [10] с использованием выражения 2:

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \cdot D_i} \quad (2)$$

где D_i – диаметр; C_i – глубина последнего видимого отверстия в колонке i . В том случае, если не виден ни один круг, то D_i и C_i присваивается значение 10 мм.

Различия в качестве рентгеновских изображений считались значимыми, если параметры COR и IQF_{inv} отличались более чем на 20% от аналогичных значений для текущего режима проведения рентгенографии [3]. Результаты ограничения области видимых секторов для работы с ручным изменением экспозиции представлены на рисунке 3 для тех значений мАс, при которых появляются значимые изменения в количестве видимых секторов (число видимых секторов увеличивалось как минимум на один). Обработка данных выполнялась с использованием программного обеспечения Statistica 12.

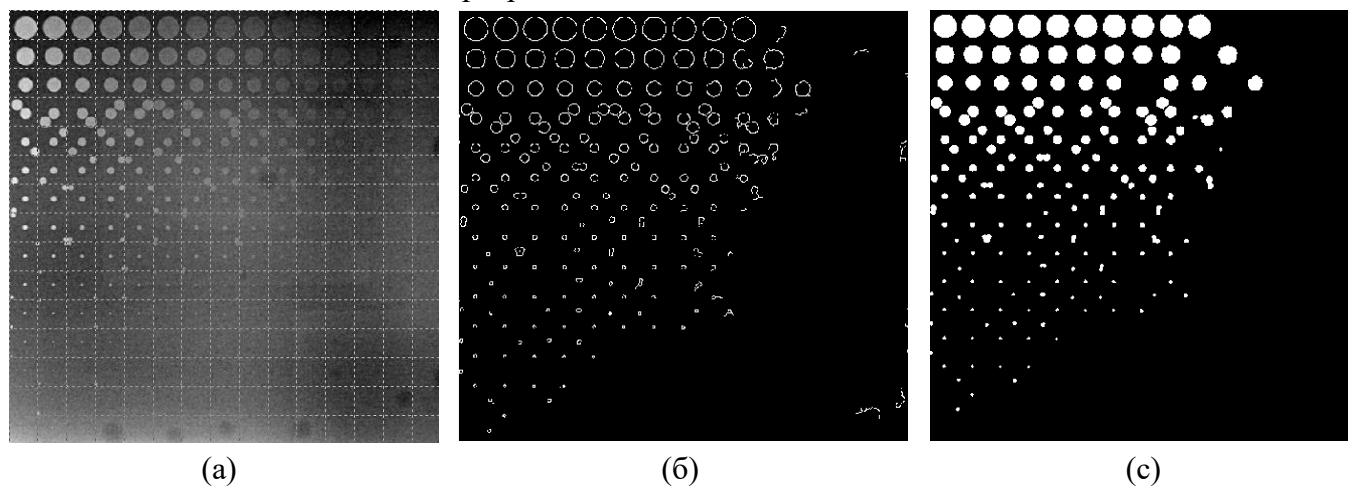


Рис. 2. Последовательная обработка рентгеновских изображений тест-объекта: выделение контуров на изображении оператором Саппу (а); бинарное изображение рентгеновского снимка (б); вывод сетки, разделяющей тест-объект на сегменты (в)

С увеличением анодного напряжения мАс, ПДП и ЭД экспоненциально уменьшаются вплоть до выхода на плато в диапазоне напряжений 120-150 кВ (см. Рис 3а). Значение экспозиции для стандартного режима проведения рентгенографии ОГК составило 11.2 мАс. Данная величина была выбрана в качестве эталонной для оценки качества изображения на режимах с ручным изменением экспозиции. При использовании максимально возможного напряжения в 150 кВ снижение ПДП относительно стандартного режима проведения рентгенографии ОГК (90 кВ) составляет 62% (88.3 сГр·см² для 90 кВ, 32.9 сГр·см² для 150 кВ). Снижение ЭД относительно стандартного режима составляет 95% (0.16 мЗв для 90 кВ, 0.08 мЗв для 150 кВ).

Результаты оценки физико-технических параметров качества рентгеновских снимков, выполненных с АКЭ показывают, что с увеличением анодного напряжения происходит незначительное снижение качества изображения: COR снижается с 36% до 32%; инвертированный коэффициент качества изображения IQF_{inv} – с 1.3 до 1.1 (Рис. 3б). Данное

снижение обусловлено снижением контраста изображения с увеличением анодного напряжения.

Тем не менее, постоянное выполнение рентгенографии на значениях анодного напряжения выше 120 кВ будет приводить к повышенному износу рентгеновской трубки и генератора. Также, результаты аналогичных исследований [4] свидетельствуют о целесообразности работы на средних значениях анодного напряжения (90 кВ), что позволяет обеспечить более качественную визуализацию анатомических структур грудной клетки и низкоконтрастных очаговых образований (single pulmonary nodule).

На фиксированном анодном напряжении ПДП и ЭД линейно возрастает с увеличением мАс на всем диапазоне значений (Рис. 4а). При этом наблюдаются значимые различия в количестве видимых секторов для экспозиции 2.1 мАс (минимально возможного значения экспозиции), 4.2 мАс, 10-40 мАс и 100 мАс. По результатам анализа данных, представленных на рисунке 4б переход на использование экспозиции в 4.2 мАс не приведет к существенной потери в качестве изображения.

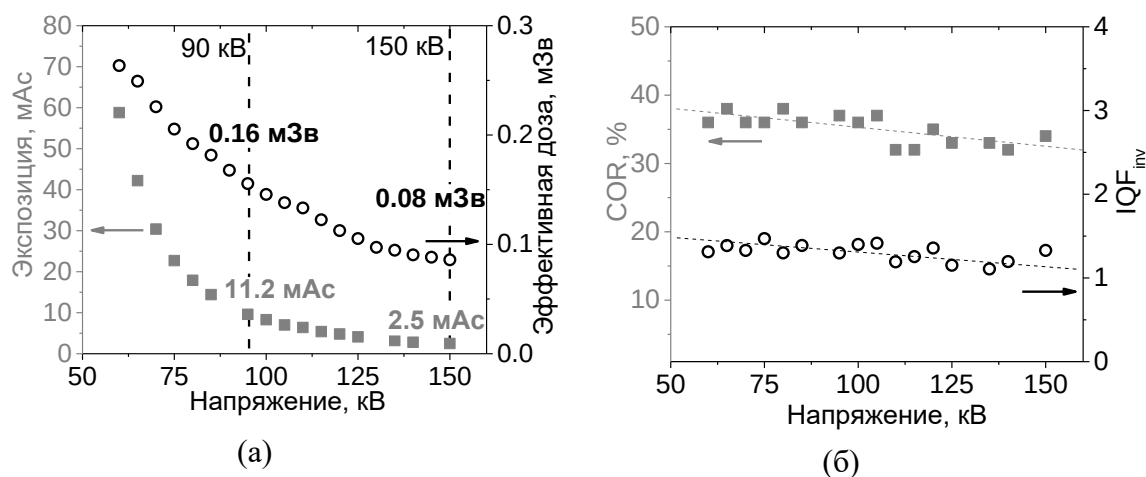


Рис.3. Режим с включенным АКЭ, зависимость от напряжения: (а) –COR и IQF_{inv}; (б) –эффективной дозы и экспозиции

Переход к экспозиции 4.2 мАс с текущих 11.2 мАс приведет к снижению значений COR и IQF_{inv} на 15% за счет уменьшения пространственного разрешения и контраста (см. Рис. 3). При этом ПДП снизится более чем в три раза: с 75.8 сГр·см² до 23.6 сГр·см²; ЭД также значимо снизится с 0.14 мЗв до 0.04 мЗв. Увеличение экспозиции до 20-40 мАс не приведет к улучшению качества изображения: COR и IQF_{inv} увеличатся менее чем на 5%; соответствующие значения ПДП составят 139.6 и 279.4 сГр·см²; ЭД – 0.26 и 0.53 мЗв соответственно. Таким образом, изменение существующих настроек АКЭ для оптимизации проведения цифровой рентгенографии ОГК оправдано только за счет снижения порога срабатывания датчиков АКЭ [5]. На диапазоне 11-100 мАс оба параметра качества изображения значимо не меняются, прирост значений составляет в среднем 4% за каждые 10 мАс.

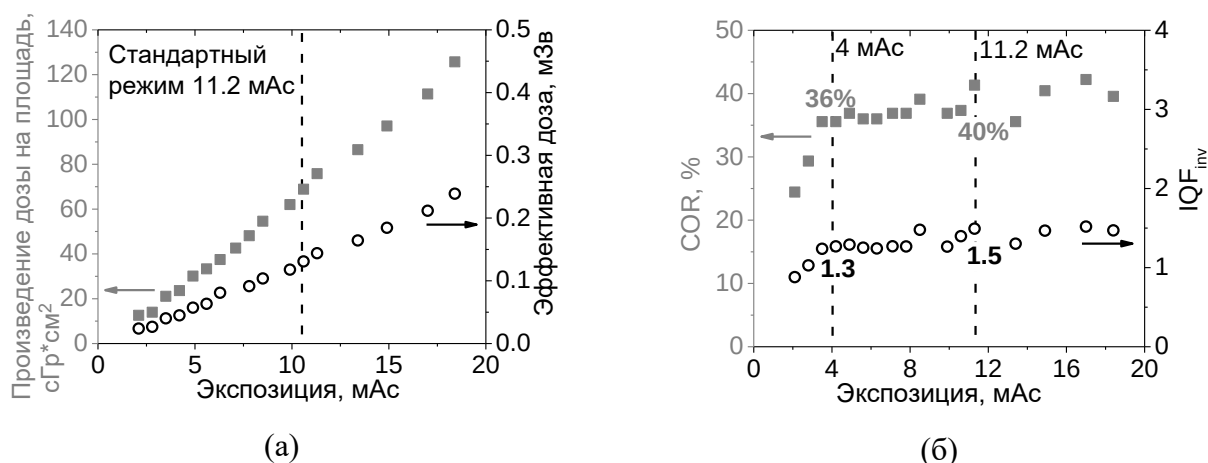


Рис.4. Режим без АКЭ, зависимость от экспозиции: (а) –COR и IQF_{inv}; (б) –произведения дозы на площадь и эффективной дозы

Результаты исследования показали, что переход на использование напряжения 140-150 кВ на текущих настройках автоматического контроля экспозиции приведет к снижению произведения дозы на площадь и эффективной дозы на 60% и 95% соответственно относительно стандартного протокола. Изменение текущих настроек автоматического контроля экспозиции с уменьшением значения экспозиции до 4.2 мАс с текущих 11.2 мАс для анодного напряжения в 90 кВ позволит снизить произведение дозы на площадь и эффективную дозу вплоть до трех раз по сравнению со стандартным протоколом. Параметры качества изображения COR и IQF_{inv} для обоих случаев снизятся менее чем на 15%.

Представленные низкодозовые протоколы находятся на стадии клинической апробации в СПб ГБУЗ «Мариинская больница». Предложенная методика оценки качества изображений и разработки низкодозовых протоколов рекомендована к включению в программу обеспечения качества рентгенорадиологических исследований. Предложенный метод оценки качества рентгеновских изображений с использованием тест-объекта «контраст-деталь» представляет собой компромисс между субъективной экспертной оценкой и оценкой отдельных физических параметров изображения (контраста, шума, пространственного разрешения и пр.).

Литература.

1. Contrast-detail phantom ARTINIS CDRAD type 2.0. Manual.
2. Tapiovaara, M. PCXMC 2.0. User's Guide /M. Tapiovaara, T. Siiskonen // Säteilyturvakeskus. Tekniset raportit. STUK–TR 7. - Helsinki 2008. – 24 p.
3. Irvine M.A. A Phantom Study. Master thesis.
4. Jones A. K. Calibrating automatic exposure control for digital radiography. AAPM, 2009.
5. Al-Murshedi et al // Brit. Journ. of Rad., 2018, 91(1089), 20180317

ОЦЕНКА ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ И РАДИАЦИОННЫХ РИСКОВ В ПОЗИТРОННОЙ ЭМИССИОННОЙ ТОМОГРАФИИ В РОССИИ

Чипига Л.А. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева),

Звонова И.А. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева), Пойда М.Д. (ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова» Минздрава России)

Позитронная эмиссионная томография (ПЭТ) является методом радиоизотопной диагностики обнаружения онкологических патологий, кардиологических и неврологических заболеваний. Современные аппараты для проведения ПЭТ совмещены с рентгеновскими компьютерными томографами (КТ), что дает возможность одновременно проводить ПЭТ и КТ исследования пациента и получать информацию о функциональной активности и анатомическом строении исследуемых органов и тканей. Однако высокая диагностическая информативность данного метода сопряжена с высокими дозами пациентов как от внутреннего, так и внешнего облучения и высокими радиационными рисками. Целью данной работы было оценить уровни облучения пациентов при ПЭТ/КТ-исследованиях в России и сопряженные с ними радиационные риски.

Для оценки доз облучения и радиационных рисков пациентов в 2012-2017 годах был проведен сбор данных в 12 регионах России: Санкт-Петербург, Москва, Белгородская, Курская, Липецкая, Орловская, Свердловская, Тамбовская, Тюменская области, республики Башкортостан и Татарстан, Приморский край. Всего было обследовано 26 аппарата в 19 отделениях ПЭТ диагностики. В каждом отделении собиралась информация о видах исследований, применяемых радиофармпрепаратах (РФП) и активностях, вводимых стандартному пациенту, а также параметрах протоколов КТ-сканирования и дозах пациентов. Эффективные дозы, полученные пациентами при ПЭТ/КТ-исследовании, определялись, как сумма доз внутреннего облучения от введенного РФП [1] и внешнего облучения при КТ сканировании [2].

Для оценки радиационного риска использовалось два подхода. Первый подход основан на использовании номинальных коэффициентов риска МКРЗ с поправкой на возрастную радиочувствительность:

$$R_p^E = E_p \cdot r \quad (1)$$

где R_p^E – пожизненный радиационный риск у взрослых пациентов любого пола вследствие диагностического исследования P , отн. единиц; E_p – эффективная доза у пациента любого пола от диагностического исследования P , мЗв; r – номинальный коэффициент пожизненного радиационного риска, равный $4.2 \times 10^{-5} \text{ мЗв}^{-1}$ для лиц любого пола и возраста 18-64 лет [3]. Второй подход подразумевает оценку поло-специфичного пожизненного рака $R_p^O(G)$ взрослых пациентов и основывается на оценке органных поглощенных доз от исследования P :

$$R_p^O(G) = \sum_O D_p(G, O) \cdot r(G, O), \quad (2)$$

где $D_p(G, O)$ – поглощенная доза в органе O у лица пола G от процедуры P , мГр; $r(G, O)$ – номинальный коэффициент радиационного риска от облучения органа O у лица пола G , мГр⁻¹

¹. Для композитной популяции МКРЗ брались поло-специфичные коэффициенты пожизненного радиационного риска из 103 Публикации МКРЗ (таблица А.4.19) [3].

Перечень основных ПЭТ/КТ-исследований, выполняемых в России, и соответствующие им дозы, приведены в таблице 1.

Таблица 1. ПЭТ/КТ-исследования, проводимые в Российской Федерации, используемые РФП, КТ-протоколы, используемые при ПЭТ/КТ исследованиях, средние значения эффективных доз внутреннего (РФП) и внешнего облучения (КТ), мЗв.

ПЭТ/КТ-исследование, РФП	№ сканеров	Эффективная доза, мЗв	КТ-протокол ¹⁾	№ сканеров	Эффективная доза, мЗв
Головной мозг с ¹⁸ F-ФДГ	8	3	Голова	18	1
Головной мозг с ¹¹ C-метионин	6	2	ГК (сердце)	3	1
Головной мозг с ¹⁸ F-тирозин	3	3	Все тело	26	12
Головной мозг с ¹⁸ F-холин	3	4	Все тело + ГК	6	15
Перфузия миокарда с ¹³ N-аммоний	2	2	Многофазное все тело	5	23
Все тело с ¹⁸ F-ФДГ	26	5	Таз	2	8
Все тело/Таз с ¹⁸ F-холин	5	6			
Все тело/Таз с ¹¹ C-холин	5	2			
Все тело с ⁶⁸ Ga-ПСМА	1	2			
Все тело с ⁶⁸ Ga-DOTATATE/ ⁶⁸ Ga-DOTANOC	1	2			

¹⁾грудная клетка (ГК)

Пожизненный радиационный риск, основанный на среднем значении эффективной дозы, и поло-специфичный риск, основанный на органных дозах, приведены в таблице 2.

Таблица 2. Пожизненный радиационный риск R_p^E и поло-специфичный $R_p^O(G)$ пожизненный радиационный риск при проведении ПЭТ и ПЭТ/КТ с применением различных КТ протоколов, для мужчин и женщин, 10^{-3} .

5. ПЭТ/КТ исследование	6. КТ протокол ¹⁾	7. R_p^E , 10^{-3}	8. $R_p^O(G)$, 10^{-3}	
			9. мужчины	10. женщины
11. Головной мозг с ¹⁸ F-ФДГ	12. -	13. 0.14	14. 0.13	15. 0.16
	16. Голова	17. 0.19	18. 0.16	19. 0.18
20. Головной мозг с ¹¹ C-метионин	21. -	22. 0.18	23. 0.19	24. 0.20
	25. Голова	26. 0.23	27. 0.22	28. 0.22
29. Головной мозг с ¹⁸ F-тирозин	30. -	31. 0.13	32. 0.12	33. 0.15
	34. Голова	35. 0.18	36. 0.15	37. 0.17
38. Головной мозг с ¹⁸ F-холин	39. -	40. 0.16	41. 0.15	42. 0.17
	43. Голова	44. 0.21	45. 0.18	46. 0.19

47. Все тело с ^{18}F -ФДГ	48. -	49. 0.24	50. 0.23	51. 0.28
	52. Все тело	53. 0.74	54. 0.63	55. 0.82
	56. Все тело + ГК	57. 0.87	58. 0.76	59. 1.02
	60. Многофазное все тело	61. 1.34	62. 1.09	63. 1.42
64. Все тело с ^{18}F -холин	65. -	66. 0.26	67. 0.24	68. -
	69. Все тело	70. 0.76	71. 0.64	72. -
	73. Все тело + ГК	74. 0.89	75. 0.77	76. -
	77. Многофазное все тело	78. 1.36	79. 1.10	80. -
81. Все тело с ^{11}C -холин	82. -	83. 0.07	84. 0.07	85. -
	86. Все тело	87. 0.57	88. 0.47	89. -
	90. Все тело + ГК	91. 0.70	92. 0.60	93. -
	94. Многофазное все тело	95. 1.17	96. 0.93	97. -
98. Таз с ^{18}F -холин	99. Таз	100. 0.60	101. 0.44	102. -
103. Таз с ^{11}C -холин	104. Таз	105. 0.41	106. 0.27	107. -

¹⁾Грудная клетка (ГК)

Наиболее распространенным видом ПЭТ-исследования в России являлось исследование всего тела с введением пациенту ^{18}F -ФДГ. При этом исследовании пациенты получали дозы в среднем около 17 мЗв. При многофазном КТ-сканировании с введением пациенту контрастного вещества доза увеличивалась до 25 – 30 мЗв. Вклад внешнего облучения от КТ-сканирования в суммарную дозу пациента при ПЭТ/КТ-исследовании всего тела с ^{18}F -ФДГ составляла 65 – 70%, а при многофазном протоколе КТ-сканирования он увеличивался до 80%. При исследовании головного мозга дозы пациентов составили 3 – 5 мЗв, при исследовании миокарда дозы составляли 3 мЗв. В случаях проведения контрастных исследований с многофазным КТ-сканированием эффективная доза пациента возрастала до 15 мЗв при исследовании головного мозга и до 35 – 40 мЗв при исследовании миокарда. Вклад в общую дозу пациента от ПЭТ/КТ-исследований головного мозга КТ-сканирования составил 20% – 30%. Пожизненный радиационный риск для ПЭТ/КТ исследования головного мозга оценивался как $2 \cdot 10^{-4}$; для таза $5 \cdot 10^{-4}$ и достигает 10^{-3} для исследований всего тела. Сравнение радиационных рисков, рассчитанных разными методами показало, что упрощенный подход, основанный на эффективной дозе приводит к переоценке риска для обоих полов для ПЭТ/КТ исследований головы и для мужчин для исследований всего тела и таза. Разница радиационного риска мужчины и женщины может достигать 30%.

Литература:

1. МУ 2.6.1.3151-13 «Оценка и учет эффективных доз у пациентов при проведении радионуклидных диагностических исследований».
2. Stamm, G., Nagel, H.D., 2002. CT-Expoen – ein neuartiges Programm zur Dosisevaluierung in der CT. Fortschr Rontgenstr. 174, 1570-1576.
3. ICPR, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Ann ICRP 37(2-4).

РЕНТГЕНОВСКАЯ ТРУБКА С ПОЛЕВЫМ КОМПОЗИТНЫМ КАТОДОМ ДЛЯ РЕНТГЕНОФЛУОРЕСЦЕНТНОГО СПЕКТРОМЕТРА

Дупехин С.М. (СПбГУТ им. проф. М.А.Бонч-Бруевича)

В современных электронных технологиях для контроля качества электронной базы крайне востребованы приборы для определения качества химического состава материалов в производстве тех или иных электронных компонентов. В данной области одним из высокоэффективных методов является рентгеноспектральный анализ. Одно из наиболее важных устройств, входящих в состав рентгеновских спектрометров, предназначенных для подобных спектральных исследований – рентгеновский излучатель (рентгеновская трубка). Поэтому разработка рентгеновской трубки с высокоэффективными рабочими характеристиками становится важной задачей.

В представленной работе проведены результаты экспериментальных исследований созданной рентгеновской трубки с полевым кремний – углеродным композитным катодом.

Трубка разработана для проведения рентгенофлуоресцентного анализа (РФА) [1] химического элементного состава материалов, используемых в различных технологических процессах. Для применения метода РФА используют рентгеновские спектрометры, работающие в широком диапазоне энергий рентгеновского излучения. Все наиболее значимые рабочие характеристики спектрометра в максимальной степени зависят от параметров рентгеновской трубки (РТ) спектрометра.

Проведены предварительные исследования рабочих характеристик трубки. Диапазон постоянного рабочего напряжения трубки 4 – 12 кВ. В настоящей работе проведено экспериментальное исследование спектра РФА с использованием РТ с холодным полевым композитным катодом, созданным на основе кремний – углеродного композитного материала [2,3]. Рентгеновская трубка выполнена по схеме трехэлектродного прибора, включающего катод, управляющую сетку и анод – мишень. Это позволило регулировать рабочий ток трубки в пределах 50 – 700 мкА независимо от рабочего напряжения.

Достаточно высокая стабильность эмиссионных характеристик созданного катода, наряду с небольшими рабочими напряжениями $U \sim 10^3$ В, позволили провести регистрацию низкоэнергетического спектра серебра (Ag) в области характеристической линии Ag L α с энергией $E_{\text{ри}} = 2,98$ кэВ. Для регистрации спектра использовался рентгеновский детектор Amptek Fast SDD (Silicon Drift Detector) с бериллиевым (Be) окном, имеющим площадь чувствительной зоны 25 кв.мм, толщина окна – 45- мкм.

На рисунке 1 представлена схема расположения рентгеновской трубки совместно с детектором.

Окно трубки установлено напротив окна детектора, соосно с ним, на расстоянии L=150 мм. Спектрометрические данные, зарегистрированные детектором, передавались и обрабатывались на ПК.

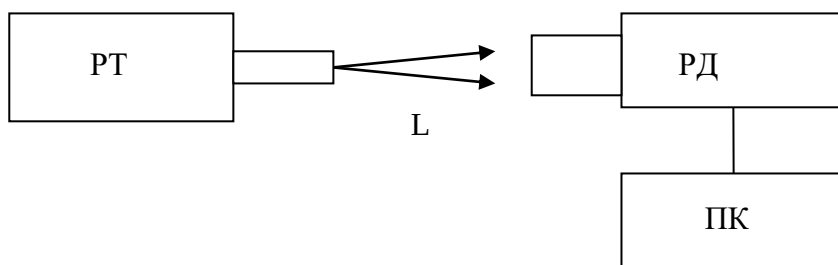


Рис. 1. Схема, поясняющая рабочее расположение рентгеновской трубки (излучателя) и системы регистрации рентгеновского спектра

РТ – рентгеновская трубка, РД – рентгеновский детектор, ПК – персональный компьютер, L – расстояние от окна РТ до окна детектора.

На рисунке 2 представлен рентгеновский спектр, зарегистрированный в энергетическом диапазоне $E_{\text{ри}} = 1.5 - 6,8$ кэВ. В составе спектра зарегистрированы характеристические линии L – серии серебра в соответствии с энергетическим распределением.

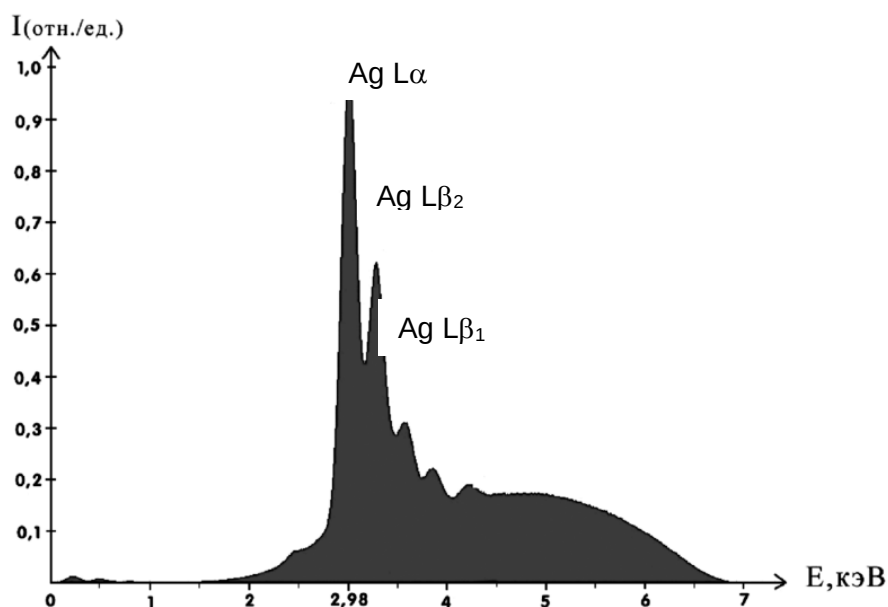


Рис. 2. Изображение зарегистрированного рентгеновского спектра.

Характеристические линии рентгеновского спектра серебра $\text{Ag } L\alpha$, $\text{Ag}\beta$

Таким образом, в представленной работе показана возможность эффективного использования РТ с полевым композитным катодом для решения задач рентгеновского флуоресцентного анализа.

Диапазон исследования характеристического излучения в области энергий $E=1-4$ кэВ представляет особый интерес, поскольку позволяет проанализировать состав вещества на процентное содержание таких важных химических элементов как сера и свинец, определяющих качество нефтепродуктов.

Литература:

1. Аронин В.П., Комяк Н.И. и др. Рентгенофлуоресцентный анализ. Новосибирск. аука. 1991. 173 с.

2. С.М. Лупехин, А.А. Ибрагимов. Метод модифицирования структуры и элементного состава поверхности твердого тела в процессе вычоговольтного вакуумного разряда // ЖТФ, 2013, Т. 83, В. 6, с. 134 – 138.

3. С.М. Лупехин // Материалы X Международной конференции «Вакуумные электронные источники» (INVESC), 30 июня – 4 июля, СПб. 2014 г.- СПб. С.163.

ВОЗМОЖНАЯ МОДЕРНИЗАЦИЯ СЕПАРАТОРА РГС-ОДЗ ДЛЯ ОБРАБОТКИ МАТЕРИАЛА С РАЗМЕРАМИ +0.5-3

Жогин И.Л., Колков П.И., Романовская Т.Е., Саенко П.И. (АО «ИЦ “Буревестник”»)

Проблема

Гибридный доводочный сепаратор РГС-ОДЗ [1], показанный на рисунке 1, совмещает данные лазерного канала о толщине зерен на ленте транспортера и данные о рентгеновской прозрачности этих зерен.

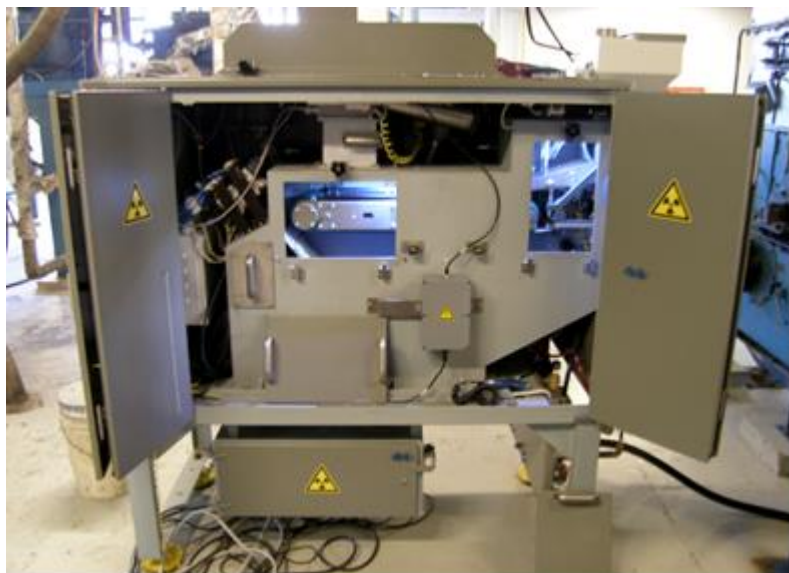


Рис.1. Рентген-лазерный сепаратор РГС-ОДЗ, со стойкой управления, на ОФ №16 (НГОК)

В спектре излучения рентгеновской трубки 2.4БХВ24-Мо (мишень из молибдена), установленной в РГС-ОДЗ, доминируют интенсивные характеристические линии $K\alpha$ и $K\beta$ с энергиями 17.4 и 19.6 кэВ; вклад более жестких фотонов тормозной части спектра, продолжающейся вплоть до энергий, соответствующих напряжению на трубке (например, 60 кэВ, если на трубке 60 кВ), можно снизить, используя более тонкий люминофор на детекторных линейках. С ростом напряжения на трубке, U , увеличивается интенсивность и характеристических линий, $\sim (U-20\text{кВ})^{1.6}$, и тормозного горба в спектре, $\sim U^2$.

В итоге, поглощение алмазов толщиной один миллиметр составляет в РГС-ОДЗ почти 20%, а 50%-поглощение дают алмазы толщиной ~ 4 мм. Сепаратор может работать как с фракцией +1-3, так и с более крупной фракцией, +3-6, включая возможное закрупление.

Однако, как стало понятно при проведении технологических испытаний опытного образца сепаратора РГС-ОДЗ на ОФ №16, в алмазном концентрате мелкой фракции, +1-3, доля замельчения, т.е. зерен с размерами -1+0.5, очень велика и достигает 20%. Для таких

мелких алмазов надежность извлечения (селективность метода) заметно снижается. Кроме снижения контрастности тонких алмазов, сказывается размер ячеек детекторных линеек (0.2x0.3), а также тот факт, что лазерный канал определяет толщину зерен с ошибками, так как видит только верхнюю часть зерен. Надежная регистрация мелких алмазов является, таким образом, достаточно сложной задачей.

Решение

Чтобы сдвинуть область рабочих толщин сепаратора (чтобы 50%-поглощение давали, допустим, алмазы толщиной порядка одного миллиметра, а не четырех), предлагается использовать более мягкое рентгеновское излучение широких L-линий вольфрама, где энергия фотонов 8.5-11 кэВ (существуют также трубки с мишенями из более тяжелого элемента – платины и золота; для них энергия L-линий несколько выше, 10-13 кэВ).

Из-за сильной зависимости поглощения от энергии в этой области, $\sim E^{-3.5}$, контраст мелких алмазов сильно возрастает. Однако необходимо еще, чтобы система детектирования была достаточно чувствительна к мягкому рентгену, в то время как эффективность конверсии мягкого рентгеновского излучения в «тяжелых» люминофорах (типа оксисульфида гадолиния) оказывается сниженной для такого излучения. Производителем усиливающих экранов фирмой «Ренекс» было рекомендовано опробовать сульфидный люминесцентный экран ЭРЛ-С (цинк-кадмий сульфид; на сайте фирмы [2] эти экраны почему-то не представлены).

Были проведены тестовые измерения с вольфрамовой трубкой 2.4БХВ24-W (при разных напряжениях на трубке, установленной на опытном образце нового сепаратора крупного класса РГС-4) и безлюминофорными линейками X-card2-256 (шаг 0.2 мм), на которые крепились разные люминофорные экраны (наряду с гадолиниевыми, ЭУ-Г4 и ЭУ-ГЗ, были опробованы экраны ЭРЛ-С, а также ЭУ-И4, с оксисульфидом иттрия). Получено, что экран ЭРЛ-С дает более сильный сигнал (в полтора раза выше, чем с гадолиниевым экраном ЭУ-Г4, 50 мг/см²), но улучшение контраста мелких алмазов все-таки заметно ниже расчетных значений (полученных в предположении, что эффективность регистрации фотонов не зависит от энергии, точнее, вклад фотона в сигнал пропорционален его энергии). Наилучшая эффективность регистрации мягкого рентгена (L-линий вольфрама) и большой, близкий к идеальному (т.е. расчетному) рост контраста мелких алмазов (и их отличия от породы; использовались тестовые объекты, лесенки из кварцевого стекла и капролона) были получены при регистрации линейкой вообще без люминофора – за счет сигнала прямой конверсии рентгеновских фотонов в электро-дырочные пары в слое кремния фотодиодных ячеек (толщина кремния линеек X-card2 равна 0.7 мм).

Отметим, что детекторные линейки XB8804R (X-Scan Imaging), используемые в сепараторе РГС-ОДЗ (они имеют два режима работы – с шагом 0.2 и 0.1 мм; в сепараторе используется первый, т.к. для второго требуется значительно более высокий уровень излучения), дают очень слабый сигнал прямой конверсии (и толщина кремния у них ниже, 0.4 мм). Эти два типа линеек, при равном числе ячеек (для шага 0.2) и равной длине, различаются также шириной (и в РГС-ОДЗ линейки подключаются напрямую, без шлейфа, к плате коммутации).

Во время недавней (октябрь 2018 г.) доработки РГС-ОДЗ на детекторных линейках вместо гадолиниевого люминофорного экран ЭУ-Г4 (50 мг/см² оксисульфида гадолиния

Gd₂O₃S) был установлен более яркий люминофорный экран ЭРЛ-С (цинк-кадмий сульфид). Это позволило понизить напряжение на рентгеновской трубке (2.4БХВ24-Mo) до 45 кВ и повысить контрастность мелких алмазов и качество их сепарации (селективность). Достаточно сказать, что на рентгеновском изображении движущейся транспортной ленты стали заметны нити армирующей ткани, что связано с небольшим различием плотностей материала ткани (мягкий полиэстер) и покрывающих слоев ленты, из полиуретана.

Возможная дальнейшая модернизация РГС-ОДЗ

Существуют также детекторы с прямой конверсией, которые пригодны для использования в модернизированном сепараторе (назовем его РГС-ОДЗМ) с более мягким излучением. Это счетные CdTe-детекторы XC-TDI и XC-TDIX фирмы Direct Conversion, которые позиционируются как детекторы для промышленных приложений (первый тип – двухэнергетический, а второй позволяет получить более высокие скорости сканирования, до 2 м/с). Эти детекторы пока не представлены на сайте фирмы [3]. На рисунке 2 показано изображение детектора XC-TDIX.



Рис. 2. Счетный промышленный детектор XC-TDIX, новая разработка фирмы Direct Conversion (directconversion.com)

Область регистрации имеет ширину 6 мм, т.е. 60 строк (длина которых может быть различной) квадратных пикселей размером 0.1 мм. Благодаря подходу TDI (time delayed summation), такие высокие скорости сканирования достигаются при низких (по сравнению с однострочным детектором) уровнях излучения.

На рисунке 3 показан пример изображения, полученного с использованием мягкого излучения (20 кВ на трубке с вольфрамовым анодом) и CdTe-детектора (TDI мода сканирования) [4].



Рис. 3. Рентгеновское изображение меха норки, полученное при напряжении 20 кВ на рентгеновской трубке с TDI-детектором (Ajat)

Применение счетного интегрирующего детектора (режим TDI) с выбором полосы учитываемых фотонов позволяет использовать более высокие напряжения на трубке.

Использование мягкого излучения L-линий вольфрама (или более тяжелого элемента, платины или золота), а также счетного рентгеновского детектора с прямой конверсией (с высокой эффективностью регистрации мягкого рентгена), позволит сдвинуть рабочую область гибридного сепаратора типа РГС-ОДЗ в сторону более мелких алмазов и получить достаточно высокую селективность для алмазов с размерами (толщиной) от полмиллиметра.

Использование счетного детектора XC-TDIX (он имеет не один, а 60 рядов ячеек; сканирование идет с накоплением – режим TDI или, другими словами, TDS, т.е. time delayed integration (summation), и шаг ячеек равен 0.1 мм) не только улучшает пространственное разрешение, но и позволяет увеличить скорость сканирования (скорость транспортера), что имеет важное значение для достижения высокой производительности для материала столь мелкого класса, +0.5-3 мм.

Литература:

1. Руководство по эксплуатации сепаратора РГС-ОДЗ (НПП «Буревестник»).
2. Сайт ЗАО «Ренекс»: www.renex.ru
3. www.xcounter.com/products/
4. X- and Gamma Ray Imaging Systems based on CdTe-CMOS Detector Technology (report-ajat-2008-1.pdf; см. directconversion.com/technology/).

РЕЖЕКТОРНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ФИЛЬТРЫ НА ОСНОВЕ МОЗАИЧНЫХ КРИСТАЛЛОВ И ПОЛИКАПИЛЛЯРОВ

Турьянский А.Г., Гижга С.С., Сенков В.М., Пиршин И.В.

(Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН)

Фильтрация первичного спектра рентгеновского излучения проводится при решении большинства практических задач, связанных с медицинской диагностикой, промышленной интроскопией, структурным и спектральным анализом. При получении изображений как правило применяются абсорбционные фильтры, а в аналитических задачах помимо абсорбционных фильтров, используются также кристаллы-монокроматоры и рентгеновские зеркала. Проводя аналогию с оптическими фильтрами, будем называть фильтр полосовым, если он выделяет из непрерывного спектра спектральную полосу в диапазоне энергий от E_1 до E_2 . Будем называть фильтр режекторным, если он пропускает излучение в диапазонах энергий $E < E_1$ и $E > E_2$ и блокирует прохождение излучения в диапазоне энергий $E_1 < E < E_2$. Таким образом, режекторный фильтр создает в непрерывном спектре прошедшего пучка спектральный провал, который может быть использован для подавления спектральной полосы, препятствующей проведению корректных или высокочувствительных измерений. В соответствии с указанной терминологией кристаллы-монокроматоры и рентгеновские зеркала являются полосовыми фильтрами. Что же касается абсорбционных селективных фильтров, например, в виде фольги Ni или Co, то для ограниченной части спектра их условно можно отнести к краевым фильтрам. Использование в некоторых спектрометрических экспериментах двух фильтров этого типа (фильтры Росса) [1] и последующая обработка разности сигналов детектора по существу является селекцией из спектра заданной спектральной полосы.

В настоящее время возможность режекторной фильтрации в рентгеновском диапазоне рассмотрена только в работе [2] и пока не применяется на практике. В тоже время существует ряд важных аналитических задач, для решения которых наиболее эффективно применение именно режекторных фильтров: 1) снижение фона рассеянного излучения от основных характеристических линий спектра при энергодисперсионном флуоресцентном анализе; 2) подавление линий дуплета или триплета первичного спектра при рентгеновской дифрактометрии поликристаллов; 3) создание спектральной долины в спектре возбуждения для повышения чувствительности определения слабых флуоресцентных линий; 4) сглаживание первичного спектра при статической энергодисперсионной дифрактометрии.

В настоящем докладе показано, что для решения указанных задач рентгеновского спектрального анализа и дифрактометрии проблема режекции может быть решена с помощью фильтров из мозаичных пленок высокоориентированного пиролитического пирографита (ВПГ) и поликапиллярных структур (ПС).

Экспериментальная схема для определения параметров ВПГ и ПС и измерения демонстрации спектральной режекции была собрана на платформе многофункционального рентгеновского рефлектометра CompleX-5 (CDP System). Источником излучения являлась острофокусная рентгеновская трубка с медным анодом. Максимальная мощность и дрейф величины мощности излучателя составляли соответственно 300 Вт и 0,01% в час. Для регистрации рентгеновских спектров применялся полупроводниковый рентгеновский

спектрометр дрейфового типа X-123 SDD (Amptek) с энергетическим разрешением 140 эВ на калибровочной линии $E=5,9$ кэВ. Максимальная площадь детектирования с учетом коллиматора составляла 17 мм^2 , толщина детектирующего монокристалла Si – 0,5 мм.

Основным требованием для эффективной режекторной фильтрации спектра является условие $\mu_{\text{ex}} > \mu_{\text{p}} + \mu_{\text{s}}$, где μ_{ex} , μ_{p} , μ_{s} – компоненты полного линейного коэффициента ослабления в материале, обусловленные соответственно дифракционной экстинкцией, фотопоглощением, когерентным и некогерентным рассеянием. Оптимальным материалом для выполнения указанного требования является графит в виде высокоориентированной текстуры, ориентированной в направлении [001]. В качестве фильтров были выбраны пленки ВПГ толщиной от 46 до 100 мкм и пластина ВПГ толщиной 0,71 мм, которые устанавливались в положение образца на гониометр. Детектор с монохроматором устанавливался по ходу прямого пучка и измерялась интенсивность пропускания через фильтр при угловом сканировании пленки или пластины ВПГ вблизи брэгговского угла дифракции для отражения (002) на спектральных линиях $\text{CuK}\alpha$ и $\text{CuK}\beta$. Угловой разворот кристаллических блоков графита в пластине ВПГ описывался распределением Гаусса с полушириной $\Delta\omega=0,3\text{-}0,5^\circ$ для пленок ВПГ и $\Delta\omega=0,95^\circ$ для пластины ВПГ.

На рис. 1а показана угловая зависимость коэффициента пропускания T через пленку ВПГ толщиной 46 мкм на спектральной линии $\text{CuK}\alpha$. Провал коэффициента пропускания $T(\theta)$ при угловом сканировании вблизи брэгговского угла дифракции $\theta_{\text{B}}=13.27^\circ$ обусловлен дифракционной экстинкцией в ВПГ. Очевидно, что при фиксированном угле дифракции такая мозаичная структура является спектральным фильтром, причем при увеличении толщины ВПГ эффективность режекции возрастает. При этом однако в ВПГ резко увеличивается также вероятность многократных брэгговских отражений, причем излучение для четных брэгговских отражений распространяется в направлении первичного пучка. Поэтому высокую эффективность режекции для пластины ВПГ можно обеспечить только при жестком угловом и пространственном ограничении пучка с помощью узких щелевых диафрагм, установленных перед и после пластины ВПГ. Оптимальной структурой, позволяющей устранить прохождение по ходу прямого пучка излучения четных брэгговских отражений является эшелон в виде набора пленок, расположенных параллельно друг другу на фиксированном расстоянии ΔD [3]. Поскольку при каждом брэгговском отражении происходит линейное смещение дифрагированного излучения от оси первичного пучка, то, например, при выборе расстояния $\Delta D \sim 1$ мм можно практически полностью исключить просачивание через фильтр кратных брэгговских отражений и обеспечить максимальную режекцию. На рис. 1б показана расчетная энергетическая зависимость коэффициента экстинкции для эшелона из 12 пленок ВПГ с суммарной толщиной 550 мкм при режекции спектра в области линии $\text{CuK}\alpha$ ($E=8,05$ кэВ).

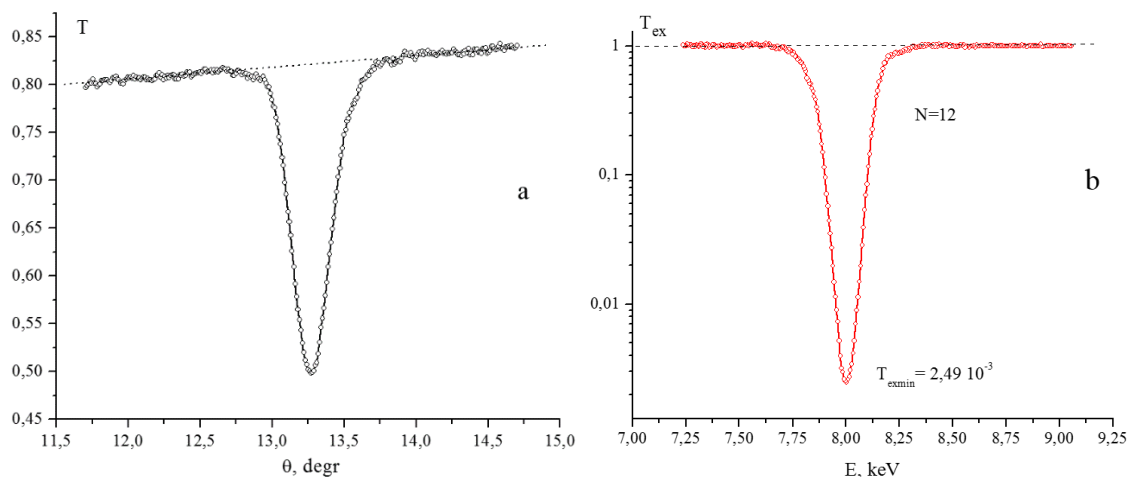


Рис. 1. а - Угловая зависимость коэффициента пропускания через пленку ВПГ толщиной 46 мкм на спектральной линии $\text{CuK}\alpha$; б – соответствующая энергетическая зависимость коэффициента экстинкции для эшелона из пленок ВПГ суммарной толщиной 550 мкм в области энергий $E=8,05$ кэВ

Максимальное экстинкционное ослабление $T_{\min}$ составляет $2,49 \cdot 10^{-3}$, а полуширина на уровне $2 \cdot T_{\min}$ составляет 66 эВ. Указанные параметры вполне достаточны для подавления интенсивных спектральных линий с энергией $E \sim 10$ кэВ. Возможность практического применения спектральной режекции для регистрации слабых флуоресцентных линий показана рис. 2. Образцом являлась пластина из полистирола на поверхность которого нанесен слой парафина ~ 100 мкм с относительным содержанием примеси $\text{PbO} \sim 1\%$. Рассеяние в парафине и полистироле создавали интенсивный фон рассеянного излучения.

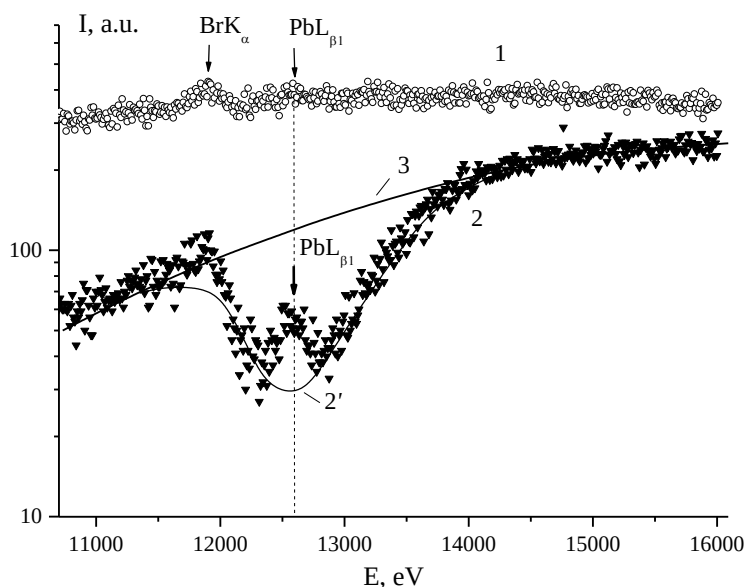


Рис. 2. Экспериментальные спектры рассеяния и флуоресценции образца полистирола с примесью PbO : 1 – без спектральной режекции, 2 - со спектральной режекцией с помощью пластины ВПГ толщиной 0,71 мм в области флуоресцентной линии $\text{PbL}\beta_1$, 3 - расчетная зависимость спектра рассеяния без учета дифракционной экстинкции

Кривые 1 и 2 являются спектрами флуоресценции, измеренными соответственно без и с режекторным фильтром из ВПГ толщиной 0,71 мм. Без спектральной режекции спектральная линия свинца $PbL_{\beta 1}$ не различима на уровне фона. Совмещение дна спектральной долины, создаваемой с помощью ВПГ, с положением максимума линии $PbL_{\beta 1}$ позволяют ее обнаружить и определить интенсивность.

В области энергий $E \sim 10$ кэВ пленки ВПГ обеспечивают возможность режекторной фильтрации в энергетической полосе до величин $\Delta E \sim 1$ кэВ. Для формирования более широкой спектральной полосы режекции нами использовались волноводные структуры в виде капилляров. В качестве спектрального фильтра использовался поликапиллярный стержень (далее поликапилляр), изготовленный из боросиликатного стекла, который состоял из набора микрокапилляров, имеющих гексагональную форму поперечного сечения. Стекло содержало примесь ZrO_2 с относительным весовым содержанием $\sim 1\%$. Микрокапилляры были собраны в гексагональные микросборки, содержащие до 400 капилляров. Микросборки находились в стеклянной трубке с толщиной стенок 0,4 мм. Длина стержня составляла 40,5 мм, а внешний диаметр – 5,3 мм.

Определение геометрических параметров поликапиллярной структуры проводилось на конфокальном микроскопе MicroTime 200 с использованием лазерного излучения на длине $\lambda = 375$ нм и оптическом микроскопе Dino-Lite AM7013MZT4. На рис. 3 приведено конфокальное изображение отдельных капилляров в плоскости торца стержня, полученное при сканировании сфокусированным пучком лазера зоны 10×10 мкм. Средняя величина периода расположения микросборок и отдельных капилляров в микросборке составляют соответственно 100 и 4,5 мкм. Среднее расстояние между параллельными стенками капилляров – 4 мкм. Таким образом, отношение площади сечения канала к общей площади капилляра равно $q = 0.79$. На рис. 4. показано отношения спектральной плотности излучения, прошедшего через поликапилляр $S(\theta)/S_0$ к спектральной плотности первичного пучка. Излучение вводилось в поликапилляр под углами к его оси равными $\theta = 1.6$ мрад (кривая 1) и $\theta = 3$ мрад (кривая 2). При угле ввода $\theta = 3$ мрад достигается полоса режекции шириной до 10 кэВ и относительное ослабление $S(\theta)$ по сравнению низко- и высокоэнергетичными ветвями спектра до 50 раз.

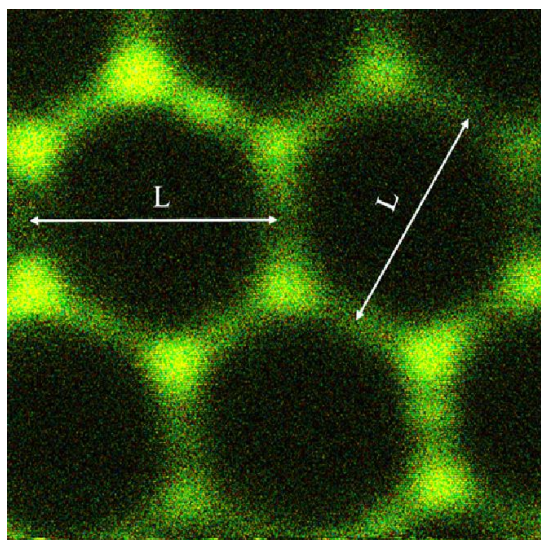


Рис. 3. Структура отдельных микроканалов, конфокальная микроскопия, поле сканирования (10×10 мкм). Стрелками указан период отдельных капилляров в микросборке L

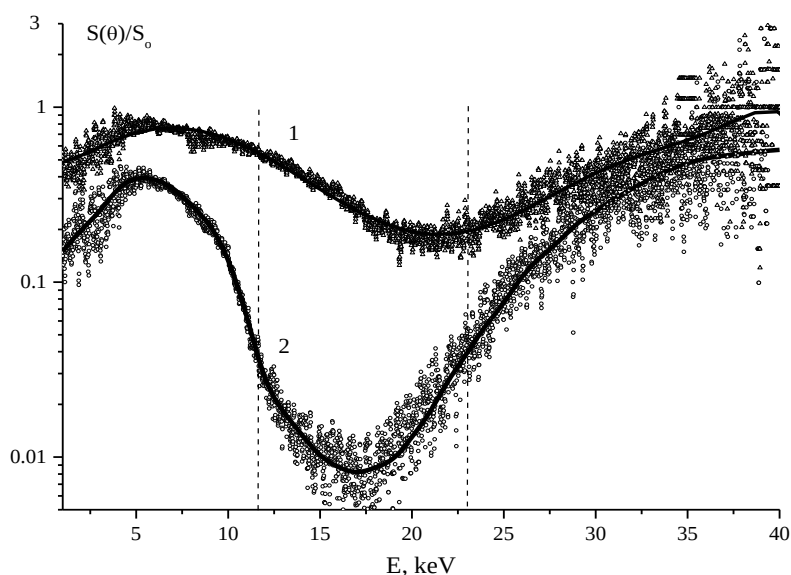


Рис. 4. Отношения спектральной плотности излучения $S(\theta)/S_0$ при $\theta=1.6$ мрад (1) и $\theta=3$ мрад (2)

В заключении отметим основные преимущества режекторной фильтрации рентгеновского спектра. При использовании эшелона из пленок из ВПГ может быть достигнута полуширина глубины спектральной долины в диапазоне энергий от $\sim 10^2$ до 10^3 эВ и ослабление потока в заданной спектральной полосе вследствие дифракционной экстинкции до значений $\sim 10^{-3}$. Этого достаточно как для режекции интенсивных спектральных линий в непрерывном спектре источника излучения, так и для создания глубокой спектральной долины в первичном спектре для резкого повышения чувствительности при регистрации слабых флуоресцентных линий. При этом путем синхронного изменения угла дифракции пленок набора полоса режекции может изменяться в широком спектральном интервале. Основное преимущество волноводной поликапиллярной структуры – возможность режекции широкой спектральной полосы до величин ~ 10 кэВ.

Литература:

1. Г.Л. Бочек, В.К. Волошек А.С. Деев, Н.И. Маслов. Измерение спектров рентгеновского излучения: методы на основе ХРИ и фильтров Росса. Поверхность. Рентгеновские синхротронные и нейтронные исследования. № 4 (2013) с. 48.
2. А. Г. Турьянский, С. С. Гижа, В. М. Сенков, И. В. Пиршин, Я. М. Станишевский. Режекторная фильтрация спектра возбуждения при энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии слабых сигналов. Письма в ЖЭТФ, 2016, том 104, вып. 6, с. 430–434.
2. А.Г. Турьянский, И.В. Пиршин. «Рентгеновский эшелон-монокроматор из пиролитического графита». ПТЭ, № 5 (1998) с.118-122.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КАТОДНОГО УЗЛА МАЛОГАБАРИТНОЙ МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

***Бочков В.Д., Николаев В.Н., Панов П.В., Салынов И.А. (ООО «Импульсные технологии»),
Мамонов И.А. (ООО «Икс-про»)***

Представлены результаты модернизации катодного узла рентгеновской трубки с выносным анодом отражательного типа, разработка которой была освещена в предыдущем докладе [1]. Трубка выполнена с металлокерамической оболочкой. Рабочее напряжение данной рентгеновской трубки 160 кВ, рабочая мощность 320 Вт с использованием водяного охлаждения анода.

В катодном узле с целью подбора минимальных размеров фокусного пятна за счет применения сильфонной вставки обеспечена возможность изменения расстояния между катодом и неподвижным катодным чехлом в готовом приборе.

Проведено моделирование электронно-оптической системы рентгеновской трубки с изменённым катодным узлом. В частности, была рассмотрена фокусировка электронного потока во всём диапазоне положений катода относительно катодного чехла.

Для повышения электропрочности межэлектродного промежутка поверхность высоковольтных электродов рентгеновской трубки была модифицирована из кристаллической в аморфную форму при помощи импульсной электроннолучевой обработки, описанной в докладах [1] и [2].

Откачка велась на автоматизированном оборудовании до вакуума $4 \cdot 10^{-7}$ мм. рт. ст. с использованием безмаслянной откачки турбомолекулярным и магниторазрядным насосами.

Литература:

1. В.Д.Бочков, В.Н.Николаев, П.В.Панов, И.А. Салынов, «Разработка малогабаритной острофокусной рентгеновской трубки», IV Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники, 24 ноября 2017 г. – СПбГЭТУ «ЛЭТИ», СПб.

2. "development of small dimension high-voltage electronic vacuum devices", V.Bochkov, D.Bochkov, V.Nicolaev, V.Teryoshin, P.Panov, A.Batrakov, K.Karlik, G.Ozur, D.Proskurovsky, 2012 IEEE International Power Modulator and High Voltage Conference, San Diego, CA, USA, 2012, pp. 664-667.

БЫСТРАЯ РЕНТГЕНОВСКАЯ СПЕКТРОМЕТРИЯ НА БАЗЕ ПРИЗМЕННОЙ АЛМАЗНОЙ ОПТИКИ

Гижя С.С., Турьянский А.Г. (Физический Институт им. П.Н. Лебедева РАН)

В настоящее время происходит динамичное развитие мощных импульсных источников электромагнитного излучения во всем диапазоне длин волн. В частности, во многих лабораториях функционируют импульсные лазерные источники, позволяющие за счет огромных значений плотностей мощности $P_s \geq 10^{15} \text{Вт/см}^2$, создавать в исследуемых объектах экстремальные условия за ультракороткие времена $t \leq 10 \text{ фс}$. При таких воздействиях в веществе происходит каскад процессов, связанных с изменением структурных и энергетических параметров среды и массопереносом. Поэтому исследование процессов, характерные времена протекания которых находятся в пределах нано- и пикосекундного диапазонов, является одной из актуальных задач современной науки.

Методы рентгеновской рефлектометрии и абсорбционной спектроскопии широко используются для исследования параметров слоистых наноструктур, для анализа элементного состава и для определения структурных параметров кристаллов. Однако, эти методы, в том виде, в котором они сейчас применяются, являются принципиально медленными, поскольку базируются на инерционных схемах перемещения, либо собирания зарядов, и поэтому обычно не могут быть использованы для исследования указанных выше быстропротекающих процессов. В настоящем докладе показано, что спектроскопические схемы на базе призмной алмазной оптики [1] позволяют в резко повысить временное разрешение и могут быть использованы для исследования быстропротекающих процессов.

Метод рентгеновской рефлектометрии с использованием монохроматического пучка и углового сканирования исследуемого образца, является одним из наиболее распространенных методов анализа параметров тонкопленочных структур. При этом характерное время полного цикла измерения в $\sim 10^3$ угловых положений составляет порядка $t \sim 1000 \text{ с}$ и определяется в первую очередь необходимостью выполнять механическое угловое сканирование. Также на практике применяется другой метод, в котором отсутствует механическое движение. В этом случае на образец направляется полихроматический рентгеновский пучок под фиксированным углом, а отраженный сигнал регистрируется энергодисперсионным полупроводниковым спектрометром. В этом случае получается достичь времен измерения $t \sim 100 \text{ с}$, которые определяются последовательной обработкой импульсов в полупроводниковом спектрометре. Подобные временные ограничения отсутствуют при использовании призмной алмазной оптики.

На рис.1а представлен общий вид схемы измерений методом энергодисперсионной рентгеновской рефлектометрии [2], собранной нами на канале ID10 синхротрона ESRF (Гренобль, Франция). Рентгеновское излучение генерируется в ондуляторе (1), жесткая часть спектра фильтруется при помощи зеркал (2), коллимирование осуществляется при помощи системы щелей (3), (3'), а фильтрация мягкой части спектра регулируется абсорбционными фильтрами (4). На исследуемый объект (5), расположенный на оси гониометра (6) рентгеновский пучок падает под фиксированным углом скольжения $\theta \sim 0.2 - 2^\circ$. Отраженный от образца пучок заводится в расположенную на гониометре (8) на расстоянии $l \sim 20 \text{ см}$ алмазную призму (7) под малым углом к преломляющей грани призмы $\theta_1 \sim 0.03 - 0.1^\circ$.

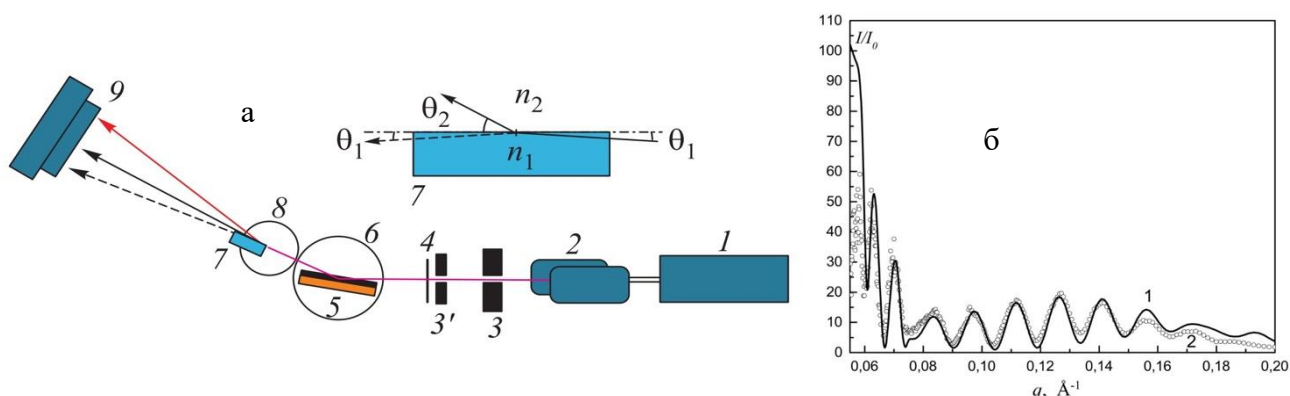


Рис.1. а) Схема энергодисперсионной рефлектометрии с использованием призмной алмазной оптики. б) Расчетное (1) и экспериментальное (2) отношения коэффициентов отражения от Структуры C(4нм)-Ni(37нм)-Si и от пластины Si.

Разложенный призмой в спектр пучок регистрируется координатно-чувствительным детектором (9), расположенным на расстоянии $L \sim 4\text{ м}$ от призмы. В качестве исследуемых объектов использовались пленки Fe и Ni на Si, бислойная структура C(4 нм)-Ni(37 нм)-Si(подложка) и полированная пластина Si. Чтобы избавиться от аппаратных ошибок, связанных с тем, что для разных длин волн разные коэффициенты поглощения в среде, разная эффективность детектора и разные значения спектральной плотности в первичном пучке, измерялся не коэффициент отражения, а отношение коэффициентов отражения от исследуемого образца и от полированной пластины Si. Результат измерений, полученных с использованием приведенной схемы и расчетные данные для структуры C(4 нм)-Ni(37 нм) представлены на рис.1.б. Характерные времена измерений, достигнуты с использованием излучения ондулятора канала ID 10 синхротрона ESRF составляют порядка $t \sim 1 - 100$ с. Меньшие времена в этом случае не могут быть достигнуты из-за недостаточной интенсивности и неоптимального спектрального распределения в рабочем диапазоне энергий. В свою очередь, расчеты показывают, что измерительная часть данной схемы дает возможность проводить измерения за существенно более короткие времена, вплоть до времен порядка длительности импульса рентгеновских лазеров (XFEL, LCLS) на свободных электронах $t \sim 100$ фс.

Другое перспективное направление развития призмной рентгеновской спектрометрии связано с анализом скачков рентгеновского фотопоглощения [3]. Измерение величины скачка фотопоглощения может быть использовано для определения концентраций примесей, либо для измерения толщин пленок. Для измерений с характерными временами $t \sim 100 - 1000$ с. можно использовать энергодисперсионный полупроводниковый спектрометр, при этом следует выделять рабочую спектральную полосу вблизи скачка фотопоглощения, для снижения нагрузки на детектор. Дальнейшее снижение времени экспозиции в этом случае оказывается невозможным, как и в случае рефлектометрии, из-за последовательной обработки приходящих на детектор импульсов, что приводит к невозможности наращивания интенсивности первичного рентгеновского пучка. На рис. 2.а. показан общий вид схемы с полупроводниковым спектрометром. Рентгеновское излучение излучается при помощи рентгеновской трубки (1), далее коллимируется и фильтруется при помощи системы щелей (2, 3) и абсорбционных фильтров (4), после чего пропускается через кювету (5) с исследуемым объектом. Далее рабочая часть спектра выделяется при помощи

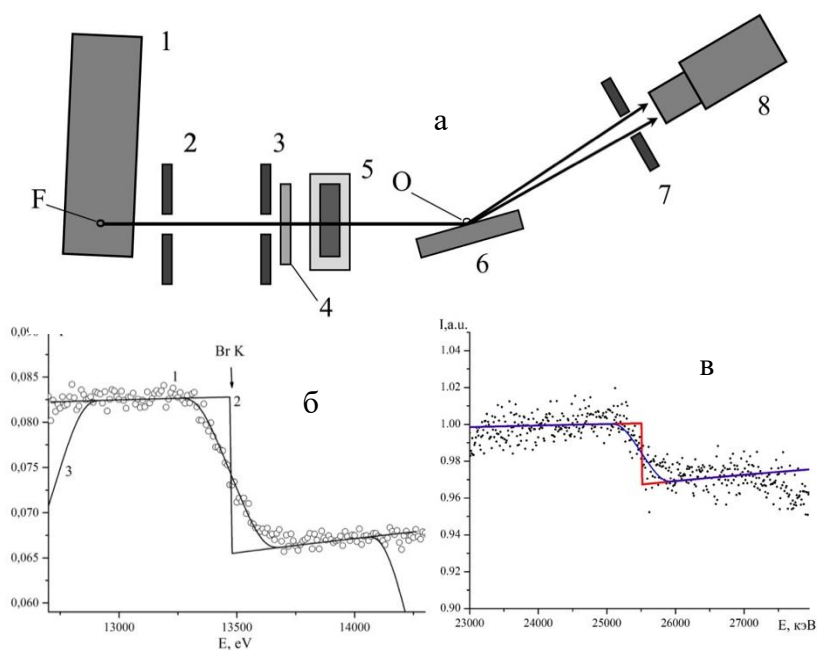


Рис.2. Экспериментальная схема измерения спектров поглощения 1 – источник излучения, 2, 3, 7 – щелевые диафрагмы, 4 – спектральный фильтр, 5 – кювета с образцом, 6 – широкополосный монохроматор (полосовой фильтр), 8 – полупроводниковый спектрометр(а).

Экспериментальные данные(1), аппроксимация(2) и результат деконволюции(3) для водных растворов содержащих примеси Br(б) и Ag(в)

широкополосного фильтра (6) из высокоориентированного пиролитического графита и регистрируется при помощи приемной щели (7) и полупроводникового рентгеновского спектрометра (8). На рис.2.б. и рис.2.в. показаны результаты измерения концентрации атомов Br и Ag в водных растворах, помещенных в кюветах длиной 9 мм. Абсолютные массы Br и Ag, попадающие в рентгеновский пучок сечением 1 мм^2 , составляют, соответственно, 18 мкг и 8 мкг. Зарегистрированные скачки фотопоглощения эквивалентны скачкам фотопоглощения, возникающим при прохождении рентгеновского излучения через слои Br и Ag с толщинами 5.8 мкм и 0.7 мкм, соответственно. Таким образом, при помощи таких измерений можно обеспечить чувствительность на уровне десятков ppm при измерении концентраций примесей по всему объему исследуемого образца.

Использование призмной рентгеновской оптики применительно к этому методу также, как и в случае с рентгеновской рефлектометрией позволяет проводить регистрацию спектров пропускания со значительно меньшим временным разрешением. При этом, следует отметить, что предельное энергетическое разрешение алмазной призмы составляет порядка $\Delta E \sim 10 \text{ эВ}$ вблизи $E. = 10 \text{ кэВ}$, в то время как у полупроводниковых спектрометров в этой области спектра $\Delta E > 120 \text{ эВ}$. Таким образом, помимо временных характеристик, призмная алмазная оптика обеспечивает и более высокое энергетическое разрешение. На рис.3 представлен общий вид схемы анализа рентгеновских скачков фотопоглощения с использованием призмной алмазной оптики, собранной на канале ID 10 синхротрона ESRF.

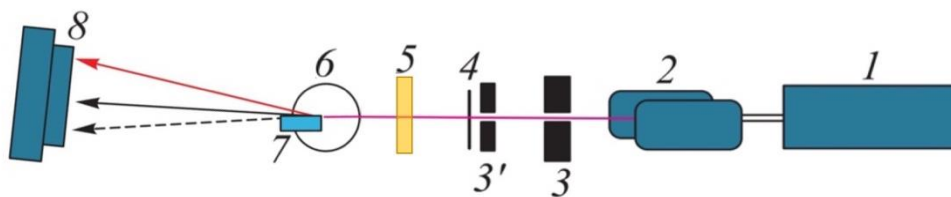


Рис.3. Схема энергодисперсионной спектрометрии с использованием призмной алмазной оптики: 1 – ондулятор, 2 – система зеркал, 3, 3' – система коллиматорных щелей, 4 – абсорбционный фильтр, 5 – исследуемый образец, 6 – гониометр, 7 – алмазная призма, 8 – координатно-чувствительный детектор.

Схема аналогична схеме, показанной на рис. 1а с той лишь разницей, что анализируется пучок прошедший через образец а не отраженный от него. В качестве объектов исследования использовались тонкие фольги различных металлов. На рис. 4 представлены результаты измерений (1) и математического моделирования (2) пропускания через тонкие фольги Au и Pb в области L-серии скачков фотопоглощения. Толщины фольг Au и Pb составляют 5,3 мкм и 9,7 мкм соответственно. Времена одного измерения составляют порядка $t \sim 1 - 10$ с и могут быть уменьшены при наращивании интенсивности источника вплоть до времен порядка длительности рентгеновского импульса, длительности которых в современных импульсных источниках составляют ~ 100 фс. Помимо измерений толщин фольг и концентраций примесей положение скачков фотопоглощения на координатно-чувствительном детекторе можно использовать для калибровки измерительных схем с использованием призмной спектроскопии.

Представленные методы рефлектометрии и анализа скачков рентгеновского

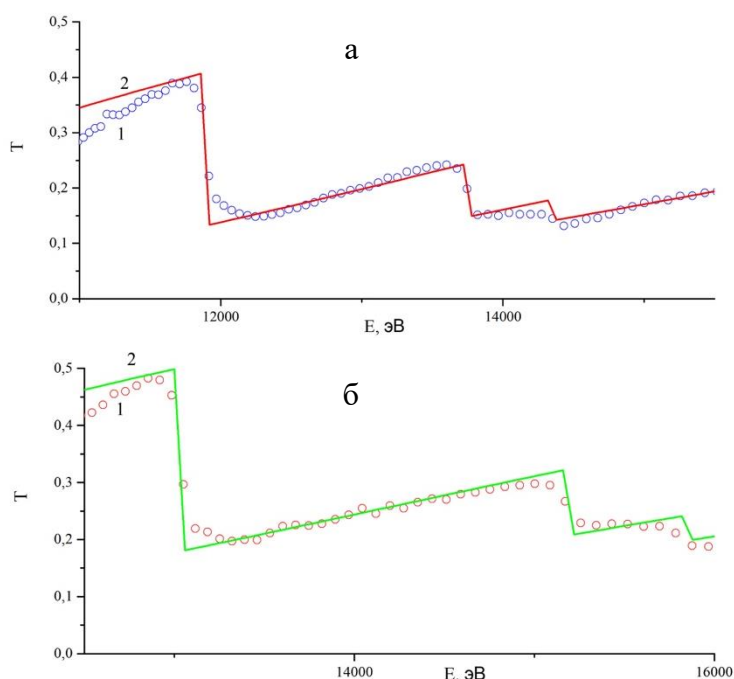


Рис.4. L – серия скачков рентгеновского фотопоглощения, при прохождении излучения через фольги Au 5,3 мкм (а) и Pb 9,7 мкм (б).

1 – экспериментальные данные, полученные при помощи призмной алмазной оптики, 2 – результат математического моделирования.

фотопоглощения являются лишь частными примерами применения призмной алмазной рентгеновской оптики. Этот подход можно распространить на более широкий круг задач, в частности, энергетическое разрешение призмной оптики $\Delta E \sim 10$ эВ достаточно для регистрации спектров XAFS. Это открывает возможность исследования быстропротекающих структурных процессов в кристаллических решетках при воздействии мощных импульсов лазерного излучения, пучков заряженных частиц, либо ударных волн.

Литература:

1. А. Г. Турьянский. Предельные характеристики призмного рентгеновского спектрометра // Приборы и техника эксперимента. — 2009. — №.4. — С. 150-158.
2. А. Г. Турьянский, С. С. Гижа, О. В. Коновалов. Быстрая и ультрабыстрая энергодисперсионная рентгеновская рефлектометрия на основе призмной оптики // Письма в Журнал экспериментальной и теоретической физики. — 2017. — Т. 106. — №. 12. — С. 789-793.
3. А. Г. Турьянский, С. С. Гижа, В. М. Сенков, Я. М. Станишевский. Энергодисперсионная схема с полосовым фильтром для определения содержания тяжелых элементов по спектрам рентгеновского поглощения // Известия российской академии наук. Серия физическая. — 2018. — Т.82. — №.4. — С. 369-371.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО КАНАЛА СВЯЗИ

Тимофеев Г.А., Потрахов Н.Н., Нечаев А.И. (СПБГЭТУ «ЛЭТИ»)

Введение

Исследования рентгеновского канала связи (РКС) проводятся с целью повышения надежности связи и навигации при посадке летательных аппаратов (ЛА) и движении судов с динамическими принципами поддержания (ДПП) в условиях волнения водной поверхности, переотражений и рассеяния в приповерхностном слое (водной, песчаной и снежной пыли), а также в условиях радио и оптических помех.

Главными преимуществами РКС по сравнению с радиотехническими и лазерными системами, являются:

- повышенная точность измерения малых и сверхмалых высот;
- высокая стабильность измерений в условиях отражений от подстилающей поверхности;
- всепогодность, работа в облаках пыли, воды и снега, работа через плазму;
- повышенная защищенность от радиотехнических и оптических помех;
- расширенная функциональность помехоустойчивой связи, навигации и ориентации;
- импульсная, кратковременная работа, повышенная безопасность для персонала.

Рентгеновские каналы связи в комплексе автоматизированного управления движением позволят организовать помехоустойчивую связь, в том числе при посадке ЛА и движении судов с ДПП в группе.

Предусматривается возможность комплексирования РКС с радиотехническими и оптическими системами для расширения функциональных возможностей применения ЛА и судов с ДПП.

В данной работе приводятся предварительные результаты экспериментальных исследований быстродействия и полосы пропускания РКС. Оценивалось быстродействие рентгеновского канала связи (РКС), выполненного на основе рентгеновской трубки с фотокатодом (ФРТ) [1 - 4]. Приведены результаты экспериментальных исследований способов импульсной засветки фотокатода ФРТ и фотоэлектронного умножителя (ФЭУ) с помощью светодиода и лазерного диода (ЛД).

Схема экспериментальной установки

В состав экспериментальной установки входят: приемник рентгеновского излучения (РИ) на основе ФЭУ и сцинтиллятора, а также передатчик на основе ФРТ.

Структурная схема передатчика, оптически модулируемого источника РИ, представлена на рисунке 1. В его состав входят: рентгеновская трубка с фотокатодом 1, высоковольтный источник постоянного напряжения (ВИПН) 2, низковольтный источник постоянного напряжения (НИПН) 3 с резистивным делителем напряжения 4 ($R_1, R_2, \dots, R_9$), генератор управляющего сигнала, выполненный в виде оптического модулятора (М) 5 на основе излучающего светодиода или лазерного диода.

Фоторентгеновская трубка (рис.2) содержит вакуумный баллон 6, фотокатод 7, управляющий электрод 8 в виде диодной секции и анод 9. В баллоне трубки 6 предусмотрено входное оптически прозрачное окно 10. Управляющий электрод 8 содержит

девять динодов. Положительный вывод высоковольтного источника постоянного напряжения (ВИПН) 2 подключен к аноду 9 рентгеновской трубки 1, отрицательный вывод ВИПН – к последнему диноду управляющего электрода 8. Положительный вывод низковольтного источника постоянного напряжения (НИПН) 3 также подключен к последнему (верхнему по схеме на рис. 1) диноду управляющего электрода 8, отрицательный вывод НИПН – к фотокатоду 7. Питание на первый динод и последующие диноды подается с помощью резистивного делителя напряжения 4, который подключен параллельно выводам НИПН 3.

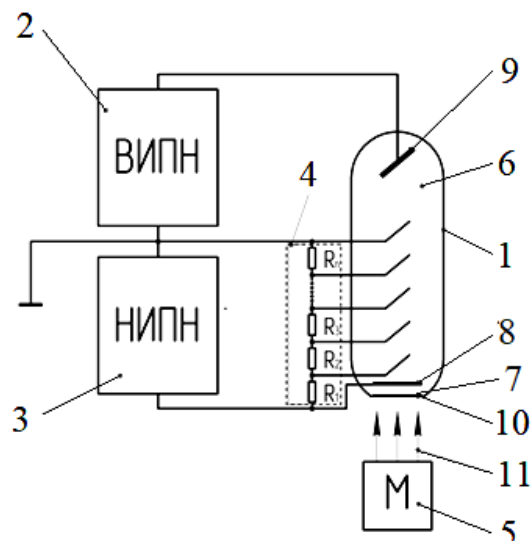


Рисунок 1. Структурная схема передатчика РИ.

- 1 – фоторентгеновская трубка, 2 – высоковольтный источник постоянного напряжения (ВИПН), 3 – низковольтный источник постоянного напряжения (НИПН),
4 – делитель напряжения, 5 – оптический модулятор (М), 6 – вакуумный баллон,
7 – фотокатод, 8 – управляющий электрод, 9 – анод, 10 – входное окно

При работе передатчика модулятор 5 генерирует поток 11 оптического излучения, которое через входное окно 10 фоторентгеновской трубки 1 попадает на фотокатод 7. Синхронно потоку оптического излучения на фотокатодe происходит эмиссия фотоэлектронов. Каждый фотоэлектрон, эмитированный фотокатодом, ускоряется и попадает на первый динод управляющего электрода 8, потенциал которого на несколько десятков вольт больше, чем на фотокатодe. Каждый попавший на первый динод фотоэлектрон вызывает эмиссию вторичных электронов, попадающих на второй динод, потенциал которого также на несколько десятков вольт больше, чем у первого (предыдущего) динода. На каждом диноде возможно увеличение количества электронов до 10 раз. Таким образом, ток трубки посредством динодов увеличивается на несколько порядков. На выходе из динодной секции поток электронов ускоряется полем анода 9. Ускоренные электроны направляются на анод 9, тормозятся в нем и генерируют поток модулированного РИ.



Рисунок 2. Общий вид экспериментальной установки и макетного образца ФРТ

На рисунке 2 показан общий вид экспериментальной установки. В процессе проведения экспериментов общая схема соединения установки была проанализирована по всем ее элементам на предмет определения вклада каждого элемента на задержку и сглаживание (искажение формы) сигналов.

В качестве источника импульсной засветки фотокатода рентгеновской трубки использовался синий светодиод и лазерный диод (ЛД) с длиной волны излучения 455 нм. Спектр излучения подобран в соответствии с максимальной спектральной чувствительностью фотокатода (Sb-K-Na-Cs) ФРТ.

Результаты экспериментов со светодиодом

В начале экспериментов для регистрации излучения светодиода использовался ФЭУ-176 без предусилителя на нагрузке 800 Ом. Однако, уже на частоте подаваемых импульсов, равной 50 кГц, наблюдался завал фронтов регистрируемого излучения, а на частоте 800 кГц сигнал на выходе детектора принимал вид синусоиды (рис. 3а-б).

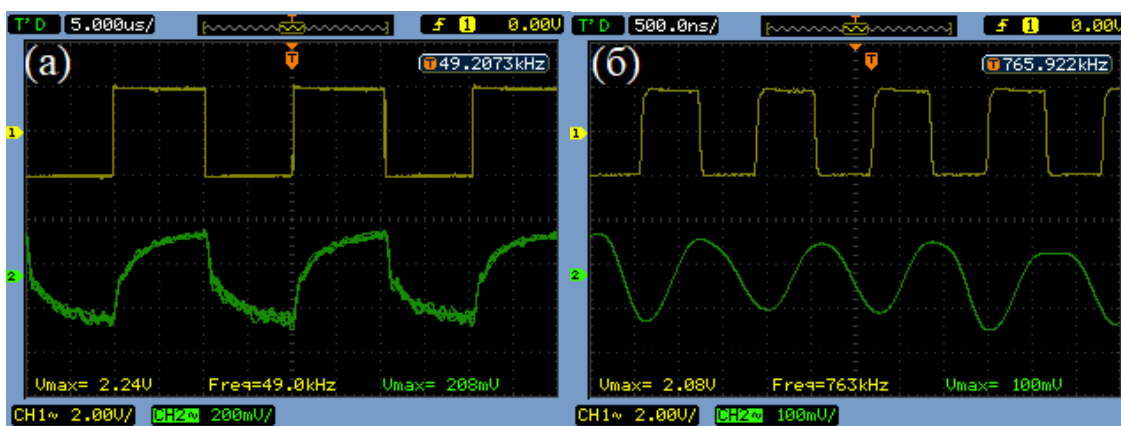


Рисунок 3. Осциллограмма излучения светодиода с ФЭУ-176 на нагрузке 800 Ом (желтый – вход светодиода, зеленый – выходной сигнал ФЭУ)

Выходной резистор нагрузки вместе с паразитной емкостью выводов ФЭУ образуют фильтр верхних частот, ограничивая частотный диапазон приемника. Для расширения полосы пропускания необходимо уменьшать сопротивление нагрузки, однако это приводит к

снижению амплитуды выходного сигнала вплоть до уровня шума, что требует применение предварительного усилителя. Дальнейшие исследования проводились с ФЭУ ETL 9141В на нагрузке 51 Ом и с предварительным усилителем (рис. 4а-б).



Рисунок 4. Осциллограмма излучения светодиода с ФЭУ ETL 9141В на нагрузке 51 Ом с предварительным усилителем для одиночного импульса (а) и для схемы с лавинным транзистором (б). (желтый – вход светодиода, зеленый – выходной сигнал ФЭУ)

На рисунке 4а показан сигнал с выхода предусилителя ФЭУ ETL 9141В при нагрузочном резисторе 51 Ом. Длительность фронта в этом случае составила 50 нс.

Также известен способ генерирования мощных коротких наносекундных и субнаносекундных импульсов излучения светодиодом с лавинным транзистором. Преимущество схемы с лавинным транзистором в ее простоте [5].

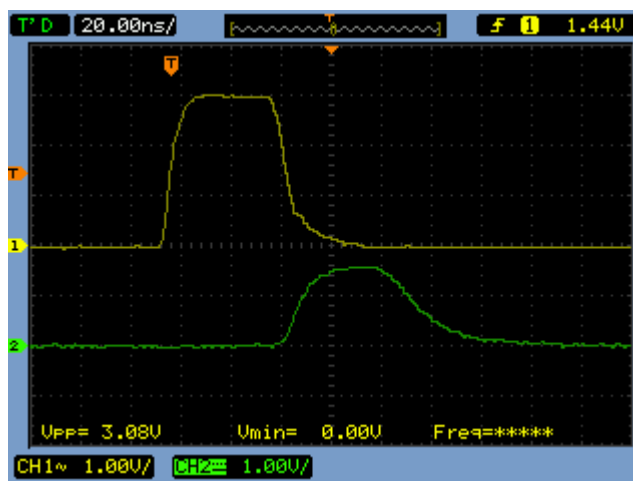
Для проверки быстродействия ФЭУ была собрана схема на транзисторе 2N3904 без регулировки длительности импульса излучения, результаты представлены на рисунке 4б. Данная схема позволила зарегистрировать импульс излучения светодиода с фронтом 15 нс. Однако, такая схема не позволяет управлять длительностью импульса и генерировать импульсы с частотой повторения более сотни кГц.

В поисках способов повышения быстродействия выяснилось, что CWLD лазерные диоды (ЛД) способны генерировать импульсы излучения с фронтами до нескольких единиц наносекунд при корректной схеме драйвера [6]. Фемпикосекундные лазеры могут обеспечить частоты, на несколько порядков выше ЛД (до нескольких ГГц), но их стоимость также на несколько порядков выше [7].

Результаты экспериментов с лазерным диодом

Для возможности регулировки длительности импульса синего лазерного диода (ЛД) Osram 80mW PLT5 455 нм использовался специальный драйвер iC-HKb. Результаты экспериментов представлены на рисунке 5.

Из осциллограммы, изображенной на рисунке 5 видно, что нарастание фронта выходного излучения составляет порядка 15 нс. Принимая во внимание результаты, показанные на рис. 4б, было высказано предположение, что полосу пропускания детектора РКС ограничивает ФЭУ с предусилителем. В данное время ведутся работы по улучшению частотных характеристик приемника рентгеновского излучения, а также по увеличению его чувствительности.



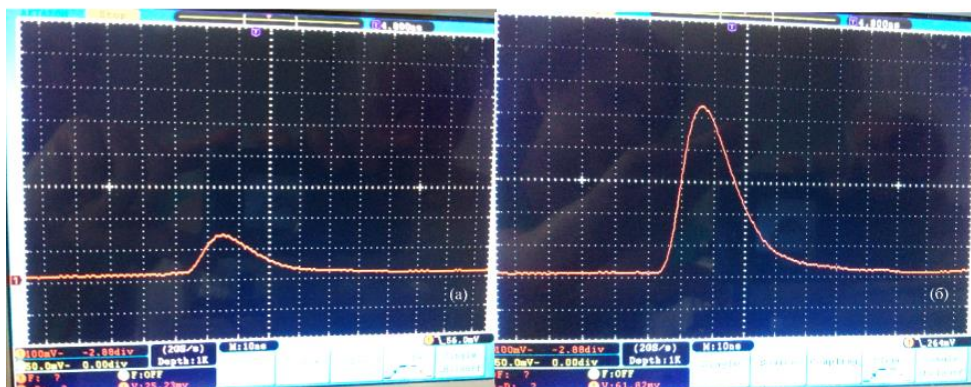


Рисунок 7. Сигнал с ФЭУ r8900u на нагрузке 1 Ом с предварительным усилителем
а) пластиковый сцинтиллятор, б) паратерфениловый сцинтиллятор

Полученные результаты экспериментов показали, что импульс с генератора, имеющий фронт 5 нс, искажается лазерным диодом и становится равным 10 нс. Но при этом основную задержку сигнала до 35 нс вносит ФЭУ, при этом длительность фронта выходного импульса возрастает до 20 нс.

Результаты исследования прототипа РКС

В ходе испытаний прототипа РКС были получены результаты передачи одиночного импульса РИ (рис. 8а) и по передаче серии (пакета) импульсов РИ (рис. 8б).

На рисунке 8б сигнал 1 показывает оптический импульс, формируемый модулятором и подаваемый на входное окно рентгеновской трубки, сигнал 2 – эюра зарегистрированного и обработанного приемником импульса РИ. Фронт этого импульса (рис. 8а) не превышает 40 нс, что теоретически позволяет обеспечить скорость передачи информации до 10 Мбит/с. Условия передачи: объем пакета данных – 16 бит, скорость передачи – 0,7 Мбит/с (аудио сигнал), дальность в воздухе – 1 м.

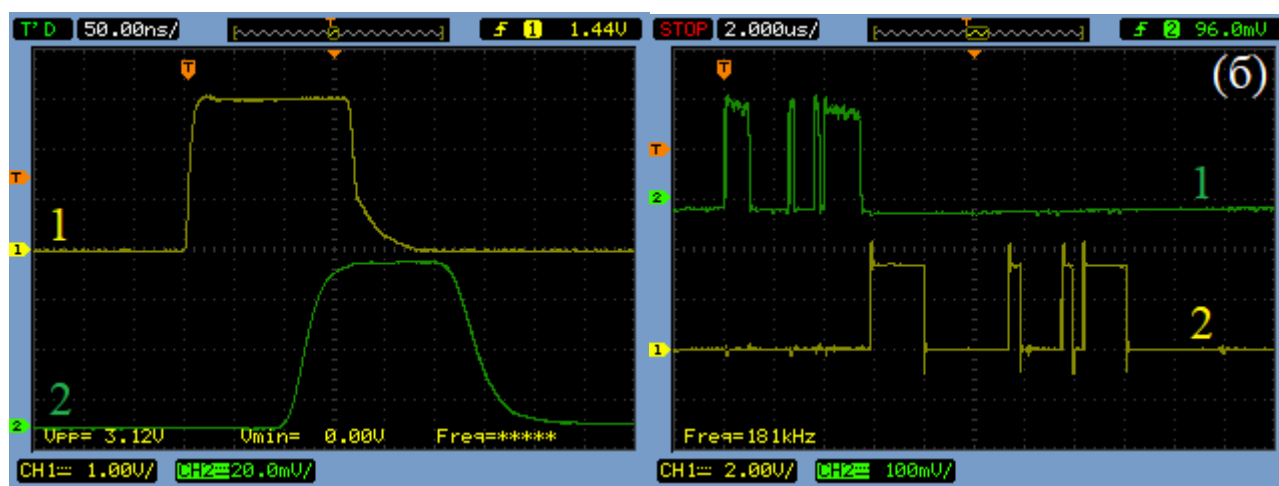


Рисунок 8 – Передача одиночного импульса РИ (а) и пакета данных (б)
(1 – сигнал, подаваемый на ЛД, 2 – регистрируемый сигнал с ФРТ)

Заключение

По результатам проведенных экспериментов было установлено, что при использовании лазерного диода можно достичь длительности фронта выходного импульса ФЭУ равной 10 нс.

При экспериментах с фоторентгеновской трубкой (ФРТ) получен фронт выходного сигнала длительностью 40 нс, что и определяет частотные свойства исследуемого прототипа рентгеновского канала связи (РКС).

Полученные практические результаты, а также оценочные расчеты дают основания для разработки канала связи со скоростью передачи – до 10 Мбит/с.

Стендовые исследования прототипов РКС будут продолжены по всем планируемым этапам экспериментальных работ в рамках инициативной НИР «МРНС».

Литература:

1. Лукьянов В.Н., Мамаева Г.А., Филиппова О.А., Фролов В.М., Потрахов Н.Н., Рентгеновская трубка с фотокатодом, III Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники, Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016, 97 с.
2. Тимофеев Г.А., Исследование частотной характеристики рентгеновской трубки с фотокатодом, СПбГЭТУ, Дипломная работа, 2016, 82 с.
3. Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н., Бессонов В.Б., Жамова К.К., Шишов Д.И., Управляемый источник рентгеновского излучения, Патент на полезную модель РФ №136635, публ. 10.01.2014.
4. Документация на рентгеновскую трубку с фотокатодом // URL:http://www.svetlana-x-ray.ru/content/files/FRT_ver_6.pdf.
5. James Andrews, Picosecond Pulse Generation Techniques and Pulser Capabilities // Application Note AN-19, 2008.
6. Zbigniew Bielecki, Krzysztof Chmielewski. Application of avalanche effect in transistors for shaping of the pulse driving diode laser // Detection Instruments Department, Institute of Optoelectronics, Military University of Technology, Warsaw, Poland.
7. Конюхов А.И., Практикум по фемтосекундной оптике, Учебно-методическое пособие, Саратов, 2013.

Модернизированный импульсный рентгеновский аппарат ПАМИР 300 МОНО

Пеликс Е.А., Васильев Е.А. (ООО «Спектрофлэш»)

Компания ООО «Спектрофлэш» на протяжении 25 лет занимается разработкой портативных рентгеновских дефектоскопов, предназначенных для контроля качества различных металлоконструкций, и их серийным выпуском.

В связи с особенностями рельефа, погодных условий, расположения объектов контроля, на территории нашей страны вопрос удобства применения аппаратов в работе является важным фактором. В настоящее время на рынке представлено значительное количество отечественных и зарубежных дефектоскопов, заметно отличающихся по стоимости и функциональным возможностям от аппаратов производства ООО «Спектрофлэш».

Портативные импульсные рентгеновские дефектоскопы ООО «Спектрофлэш» имеют ряд существенных конструктивных особенностей:

- малые габариты (размер, вес);

- простота эксплуатации.

С целью удовлетворения потребностей клиентов, ООО «Спектрофлэш» совершает модернизацию аппарата «ПАМИР 300».

Новый аппарат «ПАМИР 300 МОНО» является усовершенствованной моделью серийного импульсного аппарата «ПАМИР 300», главным недостатком которого является наличие высоковольтного кабеля, соединяющего пульт управления и рентгеновский блок [1]. Наиболее ярко данный недостаток проявляет себя при работе прибора в полевых условиях, при низких температурах окружающей среды. В процессе модернизации аппарата инженеры устранили существенный недостаток, заявленный выше.

В новом дефектоскопе «ПАМИР 300 МОНО»:

1. Высоковольтный кабель отсутствует.
2. Питание аппарата осуществляется с помощью миниатюрного ручного пульта управления, в котором предусмотрены 2 режима работы: с помощью радиосигнала/ с помощью гибкого низковольтного кабеля.
3. Питание «МОНО» происходит от собственного встроенного аккумулятора, емкости которого достаточно для непрерывной работы прибора в течение 30 минут.
4. Рентгеновский излучатель и старый, громоздкий пульт управления соединены в один блок, уменьшив общее количество предметов в комплектации.

Таким образом, задача, которая была поставлена пользователями перед инженерами компании ООО «Спектрофлэш», выполнена в полном объеме. Устранение высоковольтного кабеля и соединение двух блоков значительно облегчит эксплуатацию аппарата «ПАМИР 300 МОНО», в том числе в труднодоступных местах, и сэкономит время работы на объекте.

Литература:

1. «Руководство по техническому обслуживанию и электротехническим испытаниям аппаратов серий «АРИНА», «ПАМИР»» ООО «Спектрофлэш» 2016г. -12 с.

АВТОЭМИССИОННЫЕ КАТОДЫ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ И ДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК

**Брацук А.В., Симонов А.А. (ФГУП «НИИ НПО “ЛУЧ”»),
Тaubин М.Л. (ФГУП «НИИ НПО “ЛУЧ”», НИЯУ МИФИ)**

Целью работы является создание автоэмиссионных катодов на основе углеродных нанотрубок (УНТ) для рентгеновской трубки, применяемой в медицинских диагностических и терапевтических целях. Катоды из никеля, кобальта, кобальта (эти материалы являются катализаторами для синтеза УНТ [1]) сделаны в виде диска диаметром 5 мм, толщиной 500 мкм. На поверхности катодов методом CVD синтезированы углеродные нанотрубки (УНТ), диаметр которых составляет от 30 до 70 нм.

В работе определялись выходные дозовые характеристики катодов с помощью рентгеновской экспериментальной ячейки, которая содержит вольфрамовый анод. Вывод рентгеновского излучения в ячейке перпендикулярен направлению потока электронов. Расстояние между катодом и анодом равнялось 10 мм. Доза рентгеновского излучения

фиксирувалась на расстоянии 10 мм от корпуса ячейки. Вакуум в ячейке был не хуже $(1,5-2,0) \cdot 10^{-6}$ Торр. Величина подаваемого напряжения ограничена за счет электрических пробоев в объеме экспериментальной ячейки.

Наибольшую мощность дозы рентгеновского излучения (3,33 Гр/ч) удалось зафиксировать при работе катода из ковара при напряжении 32 кВ. Эмиссионный ток при этом составил 0,33 мА. Катоды из никеля и кобальта показали следующие максимальные дозовые характеристики: 0,83 Гр/ч при 28 кВ, 0,2 мА и 1,89 Гр/ч при 31 кВ, 0,29 мА, соответственно.

Для лучевой терапии некоторых заболеваний (злокачественных или неопухолевых) таких мощностей доз облучения будет достаточно для накопления суммарной дозы от 30 до 60 Гр. Так, например, катод из ковара с максимальной мощностью дозы в 3,33 Гр/ч позволит набрать 30-60 Гр за 14-27 сорокаминутных сеансов.

Стоит отметить, что работа автоэмиссионных катодов на основе УНТ не сопровождается существенным нагревом: это дает возможность подвести источник рентгеновского излучения непосредственно к опухоли и провести контактную терапию.

Кроме того, рентгеновские источники с автоэмиссионными катодами можно использовать в диагностических целях. Так с помощью экспериментальной ячейки получены рентгеновские снимки. Для примера, на рисунке 1 представлен приемлемого качества снимок куриного крыла с переломом кости.



Рис. 1. Рентгеновский снимок куриного крыла, полученный с помощью катода на основе УНТ из ковара

Таким образом, проведены исследования выходных доз рентгеновского излучения при работе катодов на основе углеродных нанотрубок в зависимости от электрического напряжения и тока.

Полученные при комнатной температуре значения мощностей доз ($\approx 3,5$ Гр/ч) приемлемы для одиночных фракций при контактной терапии некоторых онкологических (например, рак кожи) и неопухолевых (например, терапия нервной системы) заболеваний.

Литература.

1. Елецкий А.В. Углеродные нанотрубки и их эмиссионные свойства // Успехи Физических Наук. – 2002. – Т.172. – №4. – С.401-438.

МЕХАНИЗМ ФИНАНСИРОВАНИЯ РАЗРАБОТКИ И РЕАЛИЗАЦИИ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТЕХНИКИ НА ОСНОВЕ МЕДИЦИНСКИХ НАКОПИТЕЛЬНЫХ СЧЕТОВ

Соколов Е.В., Костырин Е.В. (МГТУ им. Н.Э. Баумана)

Существующая схема финансирования системы здравоохранения России представлена на рис. 1, а предлагаемая, основу которой составляют медицинские накопительные счета, – на рис. 2.

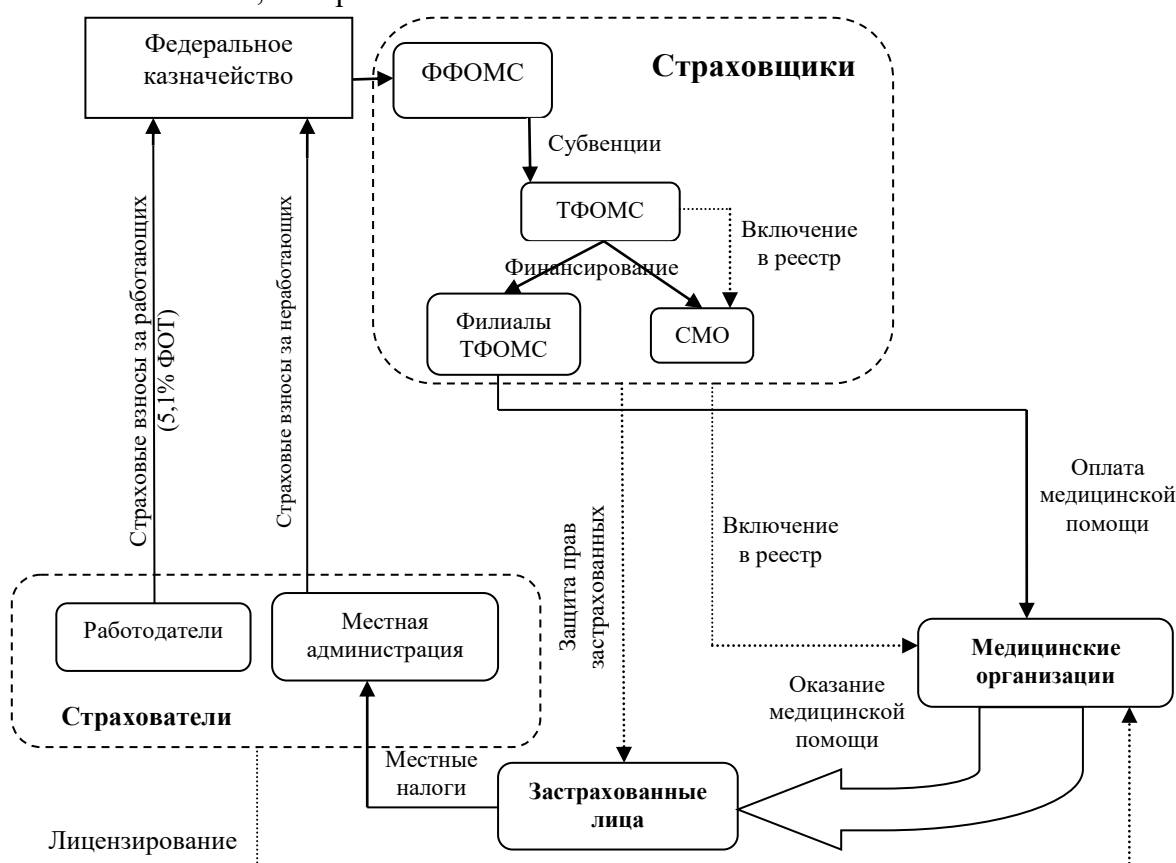


Рис. 1. Существующая схема финансирования системы здравоохранения РФ

Предлагаемая схема финансирования здравоохранения РФ (рис. 2) до 2024 г. предусматривает перечисление средств работающих граждан в размере 3,2% Фонда оплаты труда (ФОТ), которые Федеральное казначейство направляет на Медицинские накопительные счета (МНС) граждан. После 2024 г. размер отчислений работодателей на МНС составляет 3,9% ФОТ. С целью обеспечения доходности вложений граждан и формирования объема средств для инвестирования в развитие экономики России данные финансовые ресурсы целесообразно хранить на депозитах банков. На начальных этапах внедрения в повседневную практику МНС наиболее привлекательным банком, на наш взгляд, является ПАО «Сбербанк России», поскольку обладает наибольшим объемом привлеченных средств физических лиц и пользуется доверием граждан. Кроме того, использование крупного российского банка для этих целей позволит избежать дополнительных финансовых расходов, возникающих при создании специализированных финансово-кредитных учреждений для хранения фондов или наделения этими полномочиями мелких и средних банков. В дальнейшем для повышения конкурентоспособности и эффективности инвестирования возможно предоставление

гражданам права выбора коммерческого банка для ведения счетов МНС. На МНС можно начислять небольшой процент в размере 2%-4%. С учётом предоставляемой гражданам свободы выбора число коммерческих банков, заинтересованных в участии в новой системе финансирования здравоохранения РФ, будет расти.

Рис. 2. Предлагаемая схема финансирования здравоохранения РФ.

равном 1,073. В работе [3] были установлены взносы территориальных бюджетов на обязательное медицинское страхование неработающего населения в размере 8 185 руб. Соответственно в 2018 году они составят: $8\,185 \cdot 1,073 = 8\,782,51$ руб. Сумма средств Резервного фонда (1,9% ФОТ до 2024 г. и 1,2% ФОТ после 2024 г.) распределяется следующим образом: до 2024 г. 0,5% ФОТ направляется для покрытия дефицита средств на МНС низкооплачиваемых работающих граждан и 1,4% для покрытия дефицита территориальных бюджетов; после 2024 г. 0,5% ФОТ направляется для покрытия дефицита средств на МНС низкооплачиваемых работающих граждан и 0,7% ФОТ направляется на покрытие дефицита территориальных бюджетов. Другими словами: до 2024 г. 3,2% ФОТ поступает на персональные МНС, 1,9% ФОТ в резервный фонд ОМС; после 2024 г. 3,9% ФОТ поступает на персональные МНС, 1,2% ФОТ поступает в резервный фонд.

При средней заработной плате в России в размере 45 848 руб. [4] годовая сумма отчислений на МНС гражданина составит $3,2\% \cdot 12 \cdot 45\,848$ руб. = 17 605,63 руб. Деньги поступают на него ежемесячно равномерно в размере $1/12 \cdot 17\,605,63$ руб. = 1 467,14 руб. Движение денежных средств на МНС гражданина России при средних расходах на медицинское обслуживание представлено в табл. 1.

Таблица 1. Движение средств на МНС россиянина получающего среднюю по России заработную плату

Номер строки	Год	Месяц	Поступления на МНС, руб.	Средний платёж, руб.	Остаток средств на МНС, руб.	Сумма средств на МНС с учётом капитализируемых процентов по вкладу на конец года, руб.
1	2	3	4	5	6	7
1	2019	Январь	565,68 аванс от СМО + 1 467,14	1 131,36	901,46	
2		Февраль	1 467,14	1 131,36	1 237,24	
.....						
3		Декабрь	1 467,14	1 131,36	4 029,32	4 109,91
4	2020		17 869,72	13 576,31	4 293,41	8 571,38
.....						
5	2045		31 599,73	13 576,31	18 023,42	406 354,38
.....						
6	2058		38 347,93	13 576,31	24 771,62	846 169,61

За время трудовой деятельности 40 лет при средних расходах на медицинское обслуживание граждан России накопит сумму 846 169,61 руб. (последняя строка табл. 1).

Результаты моделирования накопления финансовых ресурсов на МНС работающих граждан России представлены в табл. 2. Как следует из данной таблицы, неснижаемый остаток 543 052,40 руб. будет накоплен на МНС работающего россиянина уже на 32-ый год реализации проекта внедрения МНС в систему финансирования отечественного здравоохранения, что соответствует 2050-ому году. Сумма сверх неснижаемого остатка

может быть направлена на повышение пенсии, приобретение жилья, повышение образования и на инвестиции, которые могут пойти на диагностику состояния здоровья и профилактику здорового образа жизни, в том числе с использованием рентгеновской техники. За время трудовой деятельности на МНС работающего гражданина России накопится сумма 846 169,61 руб. (см. последнюю строку табл. 1 или 2). Значит, величина средств на МНС, превышающая неснижаемый остаток, за время трудовой деятельности работающего гражданина России составит 846 169,61 руб. – 543 052,40 руб. = 303 117,21 руб., которая может быть направлена на повышение благосостояния работающего гражданина России и членов его семьи.

Таблица 2. Результаты моделирования накопления финансовых ресурсов на МНС работающих граждан, получающих среднюю по России заработную плату

Номер строки	Год	Средняя заработная плата в России, руб.	Годовой размер отчислений работающего россиянина на МНС, руб.	Средние перечисления на МНС на одного работающего гражданина России в месяц, руб.	Средние расходы на медицинское обслуживание в месяц, руб.	Сумма средств на МНС одного работающего гражданина России с учётом капитализируемых процентов по вкладу на конец года, руб.
1	2	3	4	5	6	7
1	2019	45 848,00	17 605,63	1 467,14	1 131,36	4 109,91
2	2020	46 535,72	17 869,72	1 489,14	1 131,36	8 571,38
3	2021	47 233,76	18 137,76	1 511,48	1 131,36	13 395,49
4	2022	47 942,26	18 409,83	1 534,15	1 131,36	18 593,59
5	2023	48 661,40	18 685,98	1 557,16	1 131,36	24 177,32
6	2024	49 391,32	23 115,14	1 926,26	1 131,36	34 390,47
7	2025	50 132,19	23 461,86	1 955,16	1 131,36	45 161,54
.....						
31	2049	71 664,10	33 538,80	2 794,90	1 131,36	520 628,44
32	2050	72 739,06	34 041,88	2 836,82	1 131,36	551 915,89
33	2051	73 830,15	34 552,51	2 879,38	1 131,36	584 349,94
.....						
38	2056	79 536,04	37 222,87	3 101,91	1 131,36	764 821,02
39	2057	80 729,08	37 781,21	3 148,43	1 131,36	804 806,43
40	2058	81 940,02	38 347,93	3 195,66	1 131,36	846 169,61

Экономический эффект от внедрения МНС.

Экономический эффект на *первый год* внедрения МНС составит: 292 (средства на МНС) + 18,2 (снижение затрат территориальных бюджетов ОМС на пенсионеров) + 68,6 (снижение затрат территориальных бюджетов и ОМС за счёт выхода работающих из «тени») = 378 млрд. руб. Экономический эффект *к 2024 году (через 5 лет)*: 2 480 + 88 + 332 = 2 900 млрд. руб. (структура составляющих эффекта аналогична первому году). Экономический эффект *к 2028 году (10 лет внедрения МНС)*: 5 863 + 186 + 332 = 6 381 млрд. руб. Экономический эффект *к 2038 году (20 лет внедрения МНС)*: 17 666 + 435 + 332 = 18 433 млрд. руб. Средства от МНС через больницы и поликлиники могут быть направлены на приобретение новой медицинской техники, в том числе рентгеновской техники, а высвободившиеся бюджетные средства – на разработку и реализацию прорывного медицинского оборудования и совершенствование технологии его применения.

Выводы:

1. В статье [5] показано, что все товары работы и услуги производятся и оказываются работающими гражданами, в том числе разрабатывающими и эксплуатирующими

медицинскую технику, и бюджеты всех уровней также наполняются ими. В связи с этим главная прорывная задача развития экономики России заключается в максимальной мотивации работающих граждан к высокоэффективному труду. Поэтому честно и справедливо, чтобы социальные отчисления (в пенсионный фонд, фонд ОМС и фонд социального страхования), которые зарабатываются на предприятиях только работающими гражданами, перечислялись не в фонды, а на банковские счета граждан с момента начала их трудовой деятельности, а для детей на их МНС с момента рождения, что позволит повысить мотивацию разработчиков и пользователей медицинской, в том числе рентгеновской, техники. Такое прорывное решение станет колоссальным стимулом роста производительности труда и выхода более 25 млн. граждан трудоспособного возраста из «тени».

2. Для гораздо большей мотивации выхода части трудоспособного населения из «тени» и всех работающих граждан к высокопроизводительному труду предлагается сумму, превышающую годовые расходы на медицинское обслуживание и неснижаемый остаток на период дожития, разрешить использовать на повышение пенсии, приобретение жилья, получение образования, инвестиции. Для детей, родившихся в 2019 году, эта сумма накопится после 22 лет их трудовой деятельности, для москвичей после 23 лет трудовой деятельности, в среднем по России после 32 лет трудовой деятельности. На одного работающего москвича эта сумма составит 1 154 236,79 руб., а по России 294 253,72 руб.

3. При формировании новой схемы финансирования отечественного здравоохранения предлагается перейти от существующей системы к учёту доходов и расходов на медицинское обслуживание всех граждан России с использованием МНС, открытых в банках. По форме и структуре эти МНС аналогичны табл. 1 и 2. По содержанию отличие заключается только в том, что для каждого гражданина России указываются именно его поступления на МНС, расходы (платежи), остаток и накопления.

Литература

1. Федеральный закон от 30 ноября 2011 года № 354-ФЗ «О размере и порядке расчёта тарифа страхового взноса на обязательное медицинское страхование неработающего населения».

2. Федеральный закон от 5 декабря 2017 года № 368-ФЗ «О бюджете Федерального фонда обязательного медицинского страхования на 2018 год и на плановый период 2019 и 2020 годов».

3. Соколов Е.В., Гречкин Д.А. Медицинские накопительные счета как инструмент совершенствования системы финансирования здравоохранения и экономики России // Экономика и управление: проблемы, решения. 2017. № 12, Том 3. С. 83-93.

4. Федеральная служба государственной статистики // www.gks.ru (дата обращения: 08.10.2018 г.).

5. Соколов Е.В. Основной источник развития финансовой системы России // Экономика и управление: проблемы, решения. 2016. № 9, Том 2. С. 158-161.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ВЫЯВЛЕНИЯ ДЕФЕКТОВ В ИЗДЕЛИЯХ ИЗ ПКМ РАЗЛИЧНЫМИ МЕТОДАМИ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ

*Аношкин А.Н., Осокин В.М., Третьяков А.А., Пеленев К.А., Лузин Г.С. (Пермский
национальный исследовательский политехнический университет)*

Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

В настоящее время активному развитию авиастроительной отрасли во многом способствует разработка и внедрение полимерных композиционных материалов (ПКМ). Так, благодаря уникальному набору характеристик, небольшой массе при высоких показателях прочности и жесткости, ПКМ постепенно вытесняют металлические сплавы при производстве различных деталей и узлов летательных аппаратов (ЛА). Однако, несмотря на все преимущества, композиционные материалы обладают рядом свойств, которые в значительной степени уступают металлическим сплавам. Основным из них является низкая сопротивляемость отрывным, сдвиговым нагрузкам, которые приводят к большим межслоевым напряжениям. При этом в конструкции неизбежно происходит образование и накопление межслоевых дефектов, что в свою очередь влияет на несущую способность конструкции и эксплуатационную надежность ЛА в целом. В связи с этим возникает необходимость проведения анализа состояния подобных конструкций различными методами неразрушающего контроля (НК). Для подбора наиболее эффективного метода НК изделий из ПКМ необходимо проведение экспериментальных исследований направленных на определение типа уверенно выявляемого дефекта, а также максимальной глубины его залегания.

Объектом исследования в настоящей работе был выбран плоский образец толщиной 10 мм, выполненный из углепластика с внедренными имитаторами дефектов размерами 10х10 мм². При этом имитаторы дефектов были заложены на равноудаленном расстоянии друг от друга по всей глубине образца, моделируя межслоевые расслоения. Данный образец позволяет произвести имитацию выявления дефектов в натурных узлах из ПКМ. Это обуславливается тем, что объект исследования изготовлен по аналогичной технологии с типовыми узлами из ПКМ на оборудовании, входящего в состав уникальной научной установки «Исследовательский комплекс для проведения научно-технологических исследований в области создания изделий из полимерных композиционных материалов» ПНИПУ. Внешний вид образца с обозначенными имитаторами дефектов показан на рисунке 1.

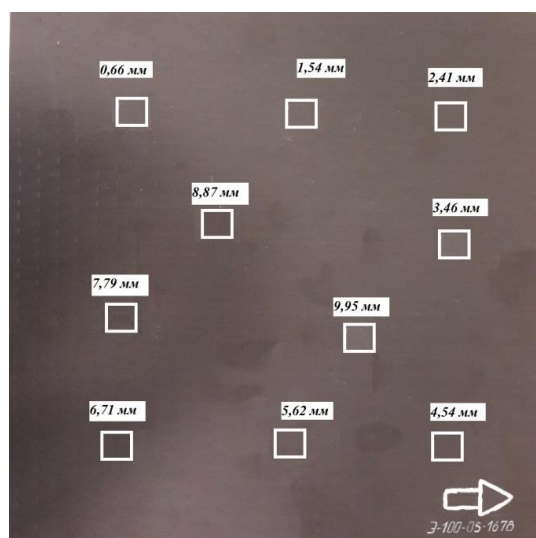


Рисунок 1. Внешний вид образца с внедренными имитаторами дефектов

В работе для исследования возможности выявления заложенных дефектов были рассмотрены три различных метода неразрушающего контроля – ультразвуковой эхо-импульсный, тепловой и рентгенографический.

Для реализации ультразвукового эхо-импульсного метода был использован дефектоскоп HARFANG VEO основанный на фазированной антенной решетке. Реализация метода с использованием преобразователей на фазированной решетке позволяет выявлять неоднородности существенно меньшего размера [1]. Это обусловлено использованием множества пьезоэлементов в преобразователе существенно меньшего размера по сравнению с традиционными преобразователями. При этом получение множества А-сканов позволяет визуализировать структуру материала, выделяя цветом частоту амплитудных колебаний, преобразовав их в S-скан.

В ходе экспериментальных исследований были уверенно выявлены все имитаторы заложенные в образце, что говорит о возможности выявления дефектов размерами $10 \times 10 \text{ мм}^2$ при толщине контролируемой детали не превышающей 10 мм. Пример отображения S-скана и А-скана заложенного имитатора дефекта показано на рисунке 2.

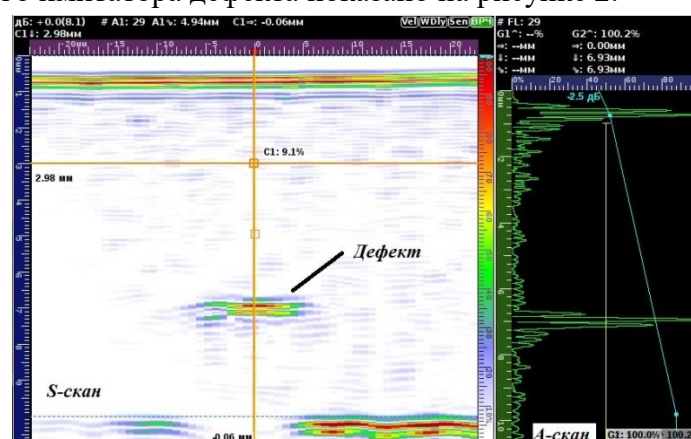


Рис. 2. Пример отображения S-скана и А-скана заложенного имитатора дефекта

Реализация теплового метода осуществлялась при использовании тепловизора Flir T620 и галогенной лампы мощностью 2 кВт. Метод основан на измерении, мониторинге и анализе температурных полей на поверхности объекта исследования при воздействии на него теплового нагружения [2]. Для равномерного теплового воздействия на объект исследования

в эксперименте прожектор располагался перпендикулярно рабочей поверхности образца. Рядом с прожектором был установлен тепловизор сфокусированный на всю поверхность образца (см. рис. 3 а). На первом этапе проведения экспериментальных исследований было определено оптимальное расстояние от источника тепла до объекта исследования, позволяющее равномерно распределить тепловой поток по поверхности образца. В исследовании источник тепла располагался на расстоянии 50 см, 75 см и 100 см от поверхности объекта. При удалении источника тепла на расстояние 50 см не удалось добиться равномерного распределения поля температур на поверхности объекта исследования. При удалении на 100 см наблюдалась потеря тепловой энергии, вследствие чего существенно увеличивается время воздействия на исследуемый объект. Таким образом, оптимальным расстоянием для реализации теплового метода НК было определено 75 см, которое позволяет обеспечить равномерное распределение поля температур на поверхности объекта исследования, не допуская излишней потери тепла. На втором этапе проведения экспериментальных исследований произведена оценка возможности выявления дефектов в виде межслоевого расслоения. В ходе варьирования времени теплового воздействия была определена максимальная глубина выявляемого дефекта. Так при времени теплового воздействия равного 25 секунд было выявлено три дефекта при максимальной глубине их залегания 2,41 мм (см. рис. 3 б). При этом дефекты, залегающие глубже, с трудом идентифицировались, что не позволяет произвести их распознавание. Это обусловлено невозможностью их выявления тепловым методом, недостаточной чувствительностью тепловизора, а также появлением повышенного уровня тепловых шумов на поверхности объекта исследования. Борьба с повышенным уровнем тепловых шумов может быть достигнута при разработке специальных алгоритмов их фильтрации.

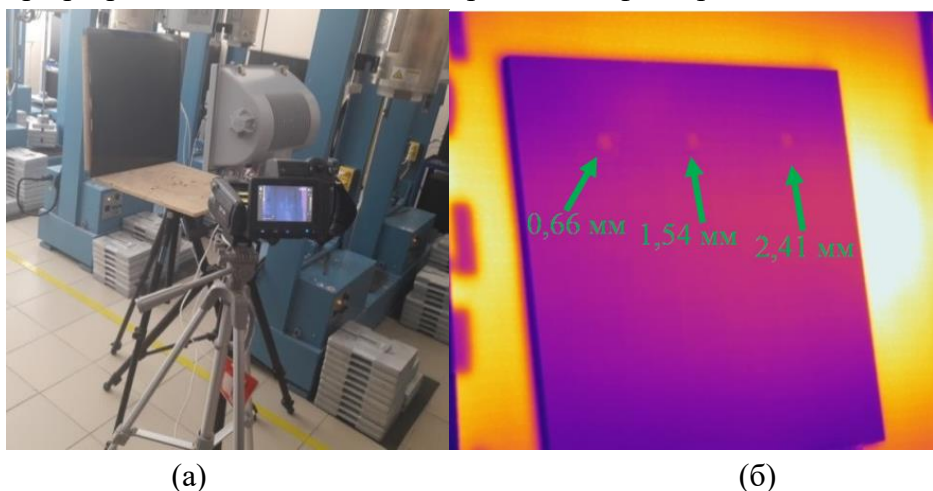
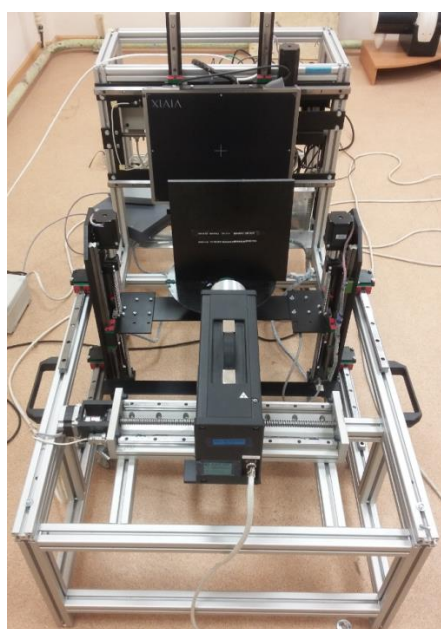


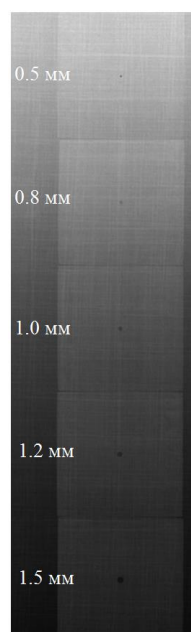
Рис. 3. Общий вид расположения оборудования (а) и температурные распределения на образце с внедрёнными имитаторами дефектов (б)

Для реализации рентгенографического метода была использована портативная установка микрофокусной рентгенографии (см. рис. 4 а). Источник рентгеновского излучения выполнен в моноблочном исполнении с размером фокусного пятна не превышающего 50 мкм. В качестве приемника рентгеновского изображения был использован плоскопанельный детектор непрямого преобразования с размером пикселя 140 мкм. Детектор состоит из матрицы тонкопленочных транзисторов и слоя сцинтиллятора (люминофора) на основе йодида цезия толщиной 500 мкм.

Авторским коллективом в ранее проведенных исследованиях [3, 4] было показано, что применение рентгенографического метода для выявления плоскостных дефектов является затруднительным. В связи с этим настоящие исследования были направлены на выявление объемных дефектов типа пор. Для этого на поверхность образца с внедренными имитаторами дефектов были установлены пластинчатые эталоны чувствительности с размерами отверстий 0,5 мм, 0,8 мм, 1,0 мм, 1,2 мм, 1,5 мм. Эталоны позволяют определить чувствительность рентгенографического метода при контроле деталей с толщиной и маркой материала аналогичной исследуемому объекту. В ходе проведения исследований был произведен подбор параметров рентгеновского излучения, позволяющих получить резкие рентгеновские изображения объекта исследования с максимальной чувствительностью. При этом оптимальные значения анодного напряжения составили 110 кВ при силе анодного тока 80 мкА и времени экспозиции 3 секунды. Выбранный режим позволил выявить эталон чувствительности с размером отверстия 0,5 мм (см. рис. 3 б) при двукратном фокусном увеличении, что соответствует 5% чувствительности при контроле изделий толщиной равной 10 мм.



(а)



(б)

Рис. 4. Портативная рентгеновская установка (а), рентгеновское изображение эталонов чувствительности (б)

Таким образом, проведение неразрушающего контроля изделий из ПКМ возможно осуществлять различными методами с учетом некоторых особенностей. Так ультразвуковой эхо-импульсный метод позволяет выявлять плоскостные дефекты, залегающие на большой глубине. Однако его реализация связана с высокой трудоемкостью, что обуславливает применение автоматизированных решений. Использование теплового метода находит широкое применение при высокопроизводительном НК тонкостенных конструкций из ПКМ. Применение рентгенографического метода позволяет осуществлять НК в труднодоступных местах, таких как зоны перегиба слоев.

Работа выполнена при финансовой поддержке Минобрнауки РФ (договор № 03.G25.31.0232) в рамках реализации Постановления Правительства РФ № 218 «О мерах

государственной поддержки развития кооперации российских высших учебных заведений и организаций, реализующих комплексные проекты по созданию высокотехнологичного производства».

Литература

1. Ключев В.В. Неразрушающий контроль // М.: Машиностроение. Том 2. Книга 1, 2. 2003. - 688 с.
2. Троицкий В.А., Карманов М. Н., Троицкая Н. В.. Неразрушающий контроль качества композиционных материалов // Техническая диагностика и неразрушающий контроль. 2014. №3. СС 29 – 33.
3. Anoshkin A.N., Sal'nikov A.F., Osokin V.M., Tretyakov A.A., Luzin G.S., Potrakhov N.N. and Bessonov V.B. Non-destructive inspection of polymer composite products // Journal of Physics: Conference Series – IOP Publishing, 2018. – Т. 967. – №. 1. – С. 012001.
4. Anoshkin A.N., Osokin V.M., Tretyakov A.A., Potrakhov N.N., Bessonov V.B. Application of operational radiographic inspection method for flaw detection of blade straightener from polymeric composite materials // Journal of Physics: Conference Series. – 2017. – Т.808. – №1. – P. 012003. DOI: 10.1088/1742-6596/808/1/012003

ПРИМЕНЕНИЕ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКОГО МЕТОДА НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ В ПРОЦЕССЕ ПРОВЕДЕНИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ ЛАБОРАТОРНЫХ ИСПЫТАНИЙ

Аношкин А.Н., Осокин В.М., Третьяков А.А., Пеленев К.А., Сальников А.Ф. (Пермский национальный исследовательский политехнический университет)

Аннотация

В настоящей работе на примере конструктивно-подобного элемента фланца, имеющего Г-образное сечение и выполненного из углепластика по технологии автоклавного формования, с использованием метода микрофокусной рентгенографии проведена качественная и количественная оценка микроповреждений, возникающих в конструкции при проведении механических испытаний. В ходе эксперимента были получены рентгенографические изображения образца при фиксированных уровнях растягивающего усилия. Полученные снимки анализировались на предмет появления расслоений как основного вида повреждений, возникающих в микроструктуре испытываемой детали. Были определены места локализации и ориентировочные значения размеров межслоевых трещин при различных уровнях нагрузки. Отмечено, что после снятия нагрузки межслоевые трещины «смыкаются» и с трудом идентифицируются средствами неразрушающего контроля.

С каждым годом область применения полимерных композиционных материалов (ПКМ) постоянно увеличивается. Так, ПКМ активно применяются в процессе изготовления деталей и узлов как ракетно-космической, авиастроительной, так и других отраслях промышленности. Данная тенденция обусловлена очевидным преимуществом изделий из ПКМ по сравнению с их металлическими аналогами. А именно, меньшей массой при равных параметрах прочности и жесткости конструкции, вследствие чего увеличивается показатель

несущей способности летательного аппарата и в ряде случаев упрощению и удешевлению процесса изготовления. Однако, наряду с указанными преимуществами изделия из ПКМ обладают рядом недостатков, основным из которых является высокая восприимчивость к образованию и накоплению межслоевых дефектов, что в свою очередь влияет на несущую способность конструкции и эксплуатационную надежность летательного аппарата в целом. В связи с этим актуальной задачей при исследовании повреждений является их выявление и параметризация на разной стадии жизненного цикла изделий, включая проведение лабораторных испытаний.

Для исследования процессов накопления повреждений в настоящей работе представлен перспективный метод микрофокусной рентгенографии (in-situ), проводимый непосредственно в процессе лабораторных механических испытаний [1]. Такой способ позволяет производить идентификацию и параметризацию возникающих дефектов в процессе механического нагружения объекта исследования. В качестве объекта исследования был выбран конструктивно-подобный элемент фланцевого соединения, имеющего Г-образное сечение и выполненного по технологии автоклавного формования (Рис. 1).

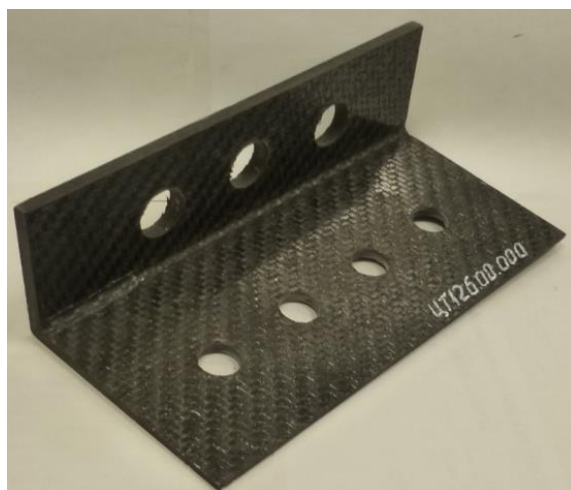


Рис. 1. Внешний вид конструктивно-подобного элемента фланцевого соединения

Используемый метод микрофокусной рентгенографии представляет собой способ получения рентгеновских изображений различных объектов с помощью источников рентгеновского излучения, размеры фокусного пятна которых не превышают 0,1 мм. Особенности метода широко описаны в работе авторского коллектива [2]. Для реализации метода в настоящих исследованиях был использован портативный микрофокусный комплекс рентгеновской диагностики РАП-150 с цифровой сканирующей системой регистрации CR 35 NDT [3].

Испытания исследуемого элемента проводились для оценки его прочности и жесткости, а также для косвенной оценки механических свойств композиционного материала, реализуемых в конструкции. Предварительные испытания исследуемого элемента при квазистатической монотонно увеличивающейся нагрузке показали, что разрушение конструкции начинается с возникновения межслоевых трещин, которые приводят к снижению жесткости конструкции с частичным сохранением её несущей способности. Интересно отметить, что после снятия нагрузки межслоевые трещины «смыкаются» и с трудом идентифицируются средствами неразрушающего контроля [4]. Таким образом,

идентификация (определение характера, местоположения, протяженности и величины раскрытия дефекта) образующихся областей расслоения рентгенографическим методом в процессе проведения лабораторных испытаний возможна только при сохранении нагрузки на исследуемый элемент.

Нагружение элемента проводилось на испытательной машине Zwick Z100 Pro Line, входящей в состав уникальной научной установки (УНУ) «Уникальный научно-технологический комплекс автоматизированной выкладки» ПНИПУ. Для обеспечения жесткого закрепления образца была изготовлена специальная оснастка, позволяющая приложить растягивающую нагрузку к его верхней части (рис. 2, а). Рентгеновская съемка производилась с одного фиксированного расположения аппарата, таким образом, контроль объекта выполнялся с использованием одной проекции. Исходя из того, что предполагаемые дефекты будут образовываться в местах загиба слоев, вдоль их армирования, микрофокусный рентгеновский аппарат располагался снизу и под углом, приблизительно равным 45 градусам, к объекту исследования (рис. 2, б). При этом чувствительная пластина располагалась в верхней части позади объекта исследования перпендикулярно рентгеновскому лучу.

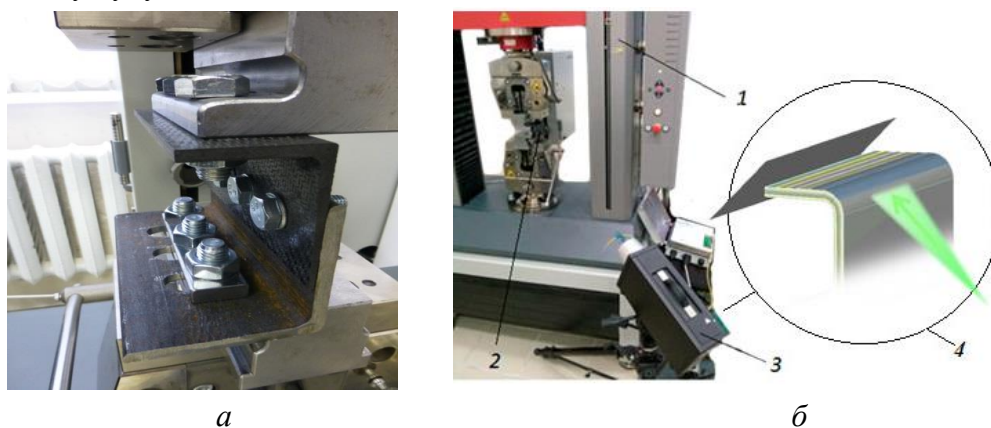


Рис. 2. Объект испытаний в оснастке (а) и общий вид комплекта экспериментального оборудования (б): 1 – испытательная машина; 2 – конструктивно-подобный элемент фланцевого соединения; 3 – микрофокусный рентгеновский аппарат; 4 – направление съемки

Время экспозиции составляло 40 секунд при анодном напряжении 40 кВ и анодном токе 40 мкА. Выбранные параметры рентгеновского контроля позволили выявить межслойные трещины, возникающие в углах исследуемого элемента в процессе механических испытаний. С целью фиксации раскрытия трещины в момент проведения замера, прикладываемое усилие к образцу в процессе испытаний оставалось постоянным. При этом рентгенографический контроль производился в два этапа.

На первом этапе рентгенографическая съемка осуществлялась до приложения механической нагрузки к образцу (Рис. 3). Для оптимальной визуализации рентгеновского изображения была произведена его обработка с применением линейной фильтрации, контрастирования и добавлением яркости.



Рис. 3. Рентгеновское изображение конструктивно-подобного элемента до приложения нагрузки

На втором этапе рентгенографическая съемка проводилась после первого снижения усилия (Рис. 4).

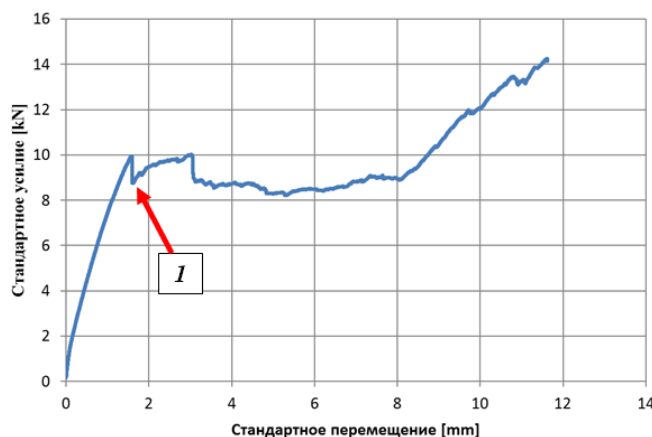


Рис. 4. Экспериментальная диаграмма деформирования образца, где 1 – второй этап проведения съемки

По данным рентгеновской съемки (Рис. 5) была обнаружена одна межслоевая трещина с выходом на левый торец. Протяженность трещины составила 85 мм с раскрытием 0,5 мм.



Рис. 5. Рентгеновское изображение конструктивно-подобного элемента в процессе лабораторного нагружения

Таким образом, в результате механических испытаний совместно с применением рентгенографического метода неразрушающего контроля, определены места локализации и ориентировочные значения размеров межслоевых трещин. Показано, что конструктивно-подобный элемент композиционного фланца разрушается по типу расслоения в угловой зоне, без разрыва волокон слоев с сохранением несущей способности от максимальной нагрузки на уровне 25%. Результаты рентгеновской съемки позволили определить расслоения в исследуемом объекте, что показывает об эффективности применения данного метода для контроля полноразмерных натуральных конструкций подобного профиля.

Исследование выполнено в Пермском национальном исследовательском политехническом университете при поддержке Российского научного фонда (проект № 15-19-00259).

Литература.

1. Румянцев С.В. Радиационная дефектоскопия // М.: Атомиздат. – 1974. – 500 с
2. A.N. Anoshkin, V.M. Osokin, A.A. Tretyakov, N.N. Potrakhov, V.B. Bessonov. Application of operational radiographic inspection method for flaw detection of blade straightener from polymeric composite materials // Journal of Physics: Conference Series. – 2017. – Т.808. – №1. – P. 012003. DOI: 10.1088/1742-6596/808/1/012003
3. Блинов Н.Н., Леонов Б.И. Рентгеновские диагностические аппараты // М.: Экран. – 2001. – Т. 1. – С. 220.
4. Ключев В.В. Рентгентехника: справочник // М.: Машиностроение. 1980 – кн. №2 – 383 с.

ПОРТАТИВНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ ДЕФЕКТОСКОП ПРИМА-300 МОНО

Васильев Е.А., Орлов В.В. (ООО «Спектрофлэш»)

В настоящее время в практике неразрушающего контроля материалов широкое распространение получили импульсные рентгеновские аппараты на базе взрывной электронной эмиссии в рентгеновских трубках с холодным катодом. ООО «Спектрофлэш» серийно выпускает серию таких приборов под общим названием «ПАМИР» с рабочим напряжением от 100 до 300 кВ. Обладая существенно меньшими габаритами и весом, простотой конструкции и сравнительно низкой стоимостью, данная серия дефектоскопов широко используется многими монтажными организациями.

Однако опыт эксплуатации данных приборов в полевых условиях выявил и определённые недостатки в их конструкции. В первую очередь это касается наличия высоковольтного кабеля, соединяющего рентгеновский блок с пультом управления, который является самым уязвимым элементом всей конструкции прибора. Это обстоятельство и явилось причиной создания в ООО «Спектрофлэш» моноблочной конструкции рентгеновского аппарата, где рентгеновская и силовая часть объединены одним общим конструктивом.

Новый аппарат получил название «ПАМИР-300 МОНО». Он является усовершенствованной моделью известного аппарата «ПАМИР-300», но отличается отсутствием высоковольтного кабеля, соединяющего рентгеновский блок с пультом управления, который, по отзывам потребителей, является самым слабым элементом в конструкции рентгеновских аппаратов.

Питается аппарат «ПАМИР-300 МОНО» от встроенного аккумулятора 24В с ёмкостью 4А. Управляется аппарат от дистанционного ручного пульта управления с расстояния до 50 метров, полностью безопасного для оператора. При этом в пульте предусмотрено два возможных режима управления: либо по радиоканалу, либо по тонкому гибкому кабелю длиной не менее 30 м.

Технические характеристики аппарата.

Экспозиционная доза рентгеновского излучения за время экспозиции 100 сек на расстоянии 500 мм – 1000 мР.

Амплитуда напряжения на рентгеновской трубке – 300 кВ.

Диаметр фокусного пятна – 2,5 мм.

Потребляемая от аккумулятора мощность – 150 Вт.

Вес – 10 кг

Габариты – 500x265x140 мм.

Общий ресурс аппарата составляет порядка 1500000 импульсов. При частоте рентгеновских импульсов 5Гц это обеспечивает суммарную наработку прибора более 80 часов. Столь длительное время работы позволяет аппарату «ПАМИР-300 МОНО» конкурировать с приборами непрерывного действия и, в частности, использовать для контроля качества сварки магистральных нефтегазопроводов.

Непрерывно аппарат «ПАМИР-300 МОНО» может работать в течение 10 мин с последующей паузой также 10 мин. При таком цикле заряда батареи хватает на 30 минут суммарной наработки. Имея в распоряжении две аккумуляторной батареи, одна из которых

находится в работе, а другая заряжается оператором, оператор может обеспечить длительный период работы в течение рабочей смены.

На рисунке 1 - общий вид аппарата, а на рисунке 2 – номограмма экспозиций для просвечивания стальных изделий.

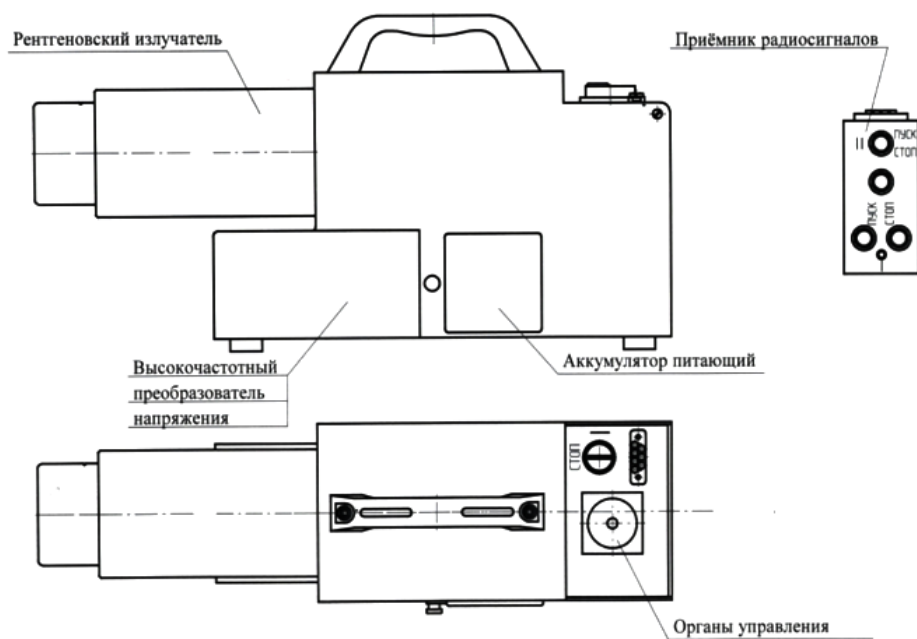


Рисунок 1. внешний вид аппарата «ПАМИР МОНО»

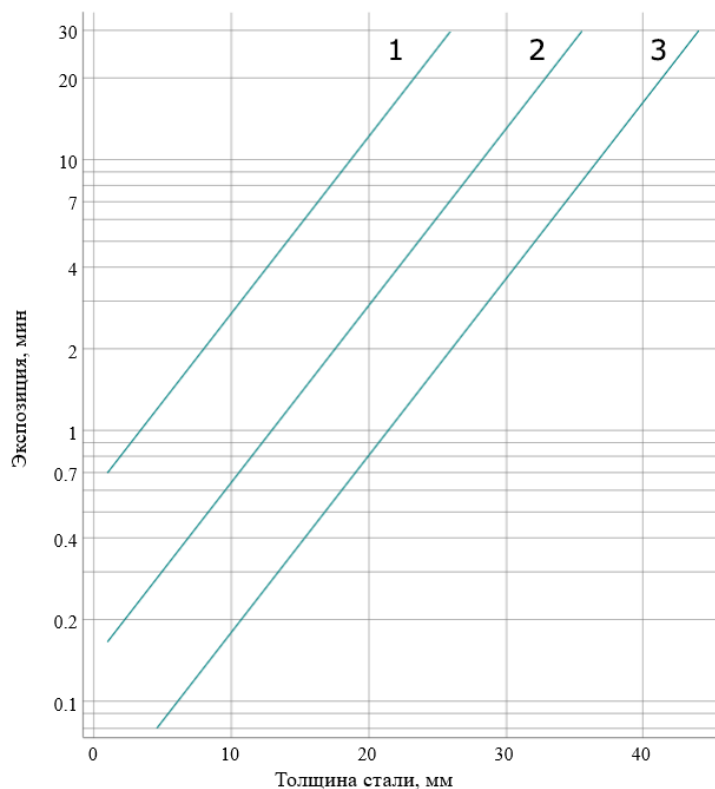


Рисунок 2. Ориентировочные номограммы экспозиций для аппарата «ПАМИР-300 МОНО» на фокусном расстоянии 500 мм при использовании пленок:

1 – D7 + Pb 0,027 мм

2 – F8 + RCF

3 – F8 + NDT1200

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ОЦЕНКИ ТОЧНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ИЗМЕРЯЕМОГО КОЭФФИЦИЕНТА ДИФФУЗИИ ПРИ МРТ

Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Семенов Д.С., Петрайкин А.В., Васильев Ю.А. («Научно-практический центр медицинской радиологии» ДЗМ), Кивасёв С.А. (Госпитальный центр АО «Семейный доктор»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Показатель диффузии молекул воды в тканях человека, который рассчитывается по результатам диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии (ДВ-МРТ) – измеряемый коэффициент диффузии (ИКД) – используется врачами-рентгенологами для составления заключения о подозрении на злокачественное новообразование. Однако в настоящий момент в процессе проведения испытания технических параметров МРТ [1] данный количественный показатель не контролируется.

В работе [2] были предложены тест-объекты с контрольными веществами для проведения оценки качества параметров ДВ-изображений. Для уменьшения коэффициента диффузии использовались водные растворы поливинилпирролидона (ПВП) с концентрациями 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 % по массе вещества. Кроме того, для моделирования ограниченного перемещения молекул воды во внутриклеточном пространстве были созданы обратные эмульсии (типа вода в масле) на основе кремнийорганических соединений (силоксанов).

Одной из важных задач, решение которой требуется при разработке методики выполнения измерений, является определение точности методов и средств контроля. Поэтому целью данной работы явилась оценка погрешности измерения ИКД в процессе контроля качества ДВ-МРТ.

Погрешность выполняемых измерений складывается из систематической и случайной. Для выявления величины систематической погрешности, связанной с контрольными веществами, в качестве эталонного метода измерения был выбран близкий к МРТ – метод ядерного магнитного резонанса.

На МР-спектрометре Brucker AVANCE 600 были проведены серии измерений с использованием метода 2D DOSY на основе импульсной последовательности стимулированного спин-эха с биполярными градиентными импульсами магнитного поля и временной задержкой, применяемой для компенсации влияния токов Фуко (STE-LED). Значения амплитуды градиентов (G) варьировали от 2,5 до 50 Гс/см. Суммарная погрешность полученных результатов была определена согласно уравнению (1), исходя из инструментальной погрешности МР-спектрометра ($\Delta_{\text{spec},D}$) и программного обеспечения σ_{app} , а также погрешности влияющей величины – температуры контрольного вещества и окружающей среды ($\Delta_{\text{spec},T}$).

$$\Delta_{\text{spec}} = \sqrt{\Delta_{\text{spec},T}^2 + \sigma_{\text{app}}^2 + \left(t_{P,\infty} \cdot \frac{1}{3} \Delta_{\text{spec},D}\right)^2}, \quad (1)$$

где $t_{P,\infty}$ – коэффициент Стьюдента, определяемый исходя из выбранной надежности P и числа измерений $n = \infty$.

Инструментальная погрешность, связанная с точностью регистрации интенсивности сигнала, рассчитывалась как:

$$\Delta_{spec,D} = f'(I)\Delta I = \frac{\Delta I}{IG^2\gamma^2\delta^2(\Delta - \frac{\delta}{3}) \cdot 10^4}, \quad (2)$$

где γ – гиромагнитное соотношение; δ – длительность градиентных импульсов; Δ – расстояние между градиентными импульсами,

$\Delta I = 0,003 \cdot I$ (для Bucker AVANCE 600 пределы допустимой относительной погрешности регистрации интенсивности сигнала для пика кривых спектра составляет $\pm 0,3\%$)

Для вычисления ошибки аппроксимации учитывалось количество проведенных косвенных измерений n :

$$\sigma_{app} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (D_i - \hat{D}_i)^2}{n(n-1)}}, \quad (3)$$

где D_i – рассчитанные значения коэффициента диффузии; $\hat{D}_i$ – значения аппроксимирующей функции в точке i .

Для ПВП 40% погрешности прибора и аппроксимации составили $2,59 \cdot 10^{-11} \text{ м}^2/\text{с}$ и $3,47 \cdot 10^{-11} \text{ м}^2/\text{с}$ соответственно.

При определении погрешности измерения коэффициента диффузии в МР-спектрометре также было оценено влияние точности установки температуры на приборе. В результате экспериментальных исследований (рис.1) было подтверждено, что в диапазоне температур от 20°C до 30°C коэффициент диффузии молекул воды аппроксимируется формулой (4) [3] с коэффициентом детерминации $R^2 = 0,996$:

$$D = D_0 \left(\frac{T}{T_s} - 1 \right)^\alpha, \quad (4)$$

где D_0 , T_s и α – это коэффициенты аппроксимации.

Путем дифференцирования уравнения (4) был определен вклад температуры ΔT в измерение коэффициента диффузии:

$$\Delta_{spec} = \frac{\Delta T \alpha D_0}{T_s} \cdot \left(\frac{T}{T_s} - 1 \right)^{\alpha-1}. \quad (5)$$

Для ПВП 40% эта погрешность составила $\Delta_{spec,T} = 4,11 \cdot 10^{-12} \text{ м}^2/\text{с}$.

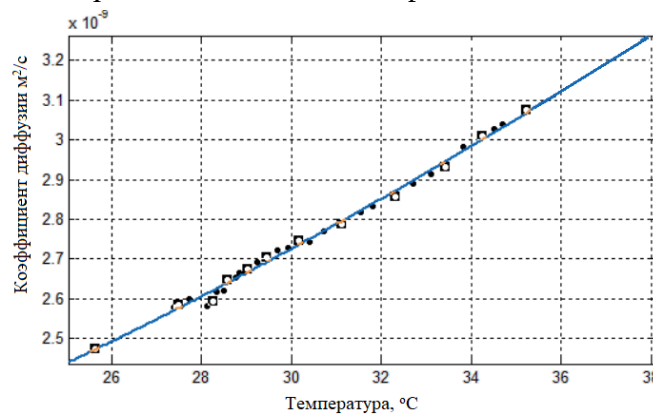


Рис. 1. Зависимость измеряемого коэффициента диффузии воды от температуры

Таким образом, измеренный коэффициент диффузии на МР-спектрометре для ПВП 40% составил $1,23 \cdot 10^{-9} \text{ м}^2/\text{с}$ при температуре 30°С , а суммарная абсолютная погрешность измерения $\Delta_{\text{спец}} = 4,35 \cdot 10^{-11} \text{ м}^2/\text{с}$, что в относительных величинах равно 3,5 % при уровне значимости 0,95.

После оценки погрешности, обусловленной контрольными веществами, был проведен статистический анализ данных, полученных методом МРТ. Порядок проведения оценки погрешности измерения коэффициента диффузии в МРТ состоял из следующих этапов:

- регистрация МР-изображения в режиме ДВ-МРТ и построение карт ИКД;
- выделение области интереса на карте ИКД для контрольных веществ и составление выборок пикселей внутри неё;
- расчет среднего значения (по формуле 6) и среднеквадратического отклонения (по формуле 7) для каждой выборки пикселей;

$$\bar{D} = \frac{\sum_{i=1}^n D_i}{n}, \quad (6)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (D_i - \bar{D})^2}{n-1}}, \quad (7)$$

где D_i – это значения ИКД для i -го пикселя, а n – общее число пикселей в выборке.

σ – поиск грубых ошибок в выборке: отсеивание значений, не входящих в интервал $D_i \notin (\bar{D} - 3\sigma, \bar{D} + 3\sigma)$;

- пересчет для итоговой выборки среднего и среднеквадратического отклонения (6-7);
- проверка соответствия закона распределения интенсивности пикселей нормальному закону;
- расчет доверительного интервала: $\Delta_{\text{МРТ}} = t_{p,n} \sigma$.

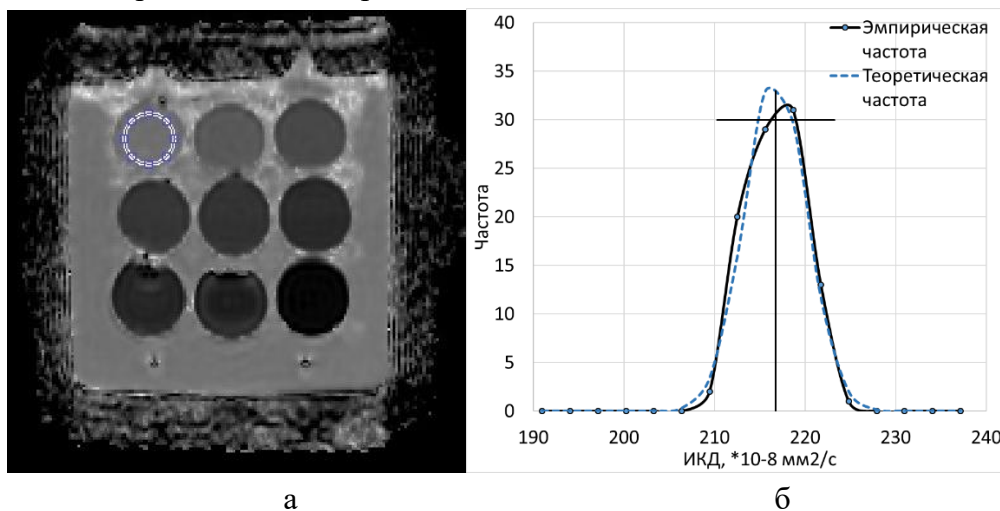


Рис. 2. Пример обработки карты ИКД. а) карта ИКД фантома с контрольными веществами, показана эллиптическая область интереса в области пробирки с водой; б) гистограмма распределения значений коэффициента диффузии.

Для контроля погрешности измерения ИКД в процессе ДВ-МРТ были проведены серии измерений на томографах разных производителей (Siemens, Philips, Toshiba, General Electric, Hitachi). Общее число проведенных испытаний составило 11. Путем статистической оценки измеренных значений проводили сравнение среднего значения и полуширины доверительного интервала.

Таким образом, измеренный коэффициент диффузии на МР-спектрометре для ПВП 40% составил $1,23 \cdot 10^{-9} \text{ м}^2/\text{с}$ при температуре 30°C , а суммарная абсолютная погрешность измерения $\Delta_{\text{spec}} = 4,35 \cdot 10^{-11} \text{ м}^2/\text{с}$, что в относительных величинах равно 3,5 % при уровне значимости 0,95.

Различия ИКД между разными моделями составило до 16 %. Величина случайной погрешности выполненных измерений, например, на МРТ фирмы «Hitachi» для ПВП 40% равна $0,03 \cdot 10^{-12} \text{ м}^2/\text{с}$. Разброс полуширины доверительного интервала при сравнении результатов на всех томографах составляет (от 4 до 33) $\cdot 10^{-12} \text{ м}^2/\text{с}$ при b-факторе $600 \text{ с}/\text{мм}^2$.

В данной работе проведена оценка факторов, влияющих на погрешность измерения коэффициента диффузии, приведены теоретические выкладки расчета и количественная оценка на примере одного контрольного вещества.

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. Блинов Н.Н., Снопина К.А. Проблемы паспортизации и контроль качества кабинетов магнитно-резонансной томографии. Медицинская техника. 2014. № 3 (285). С. 34-37.
2. Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Петряйкин А.В., Семенов Д.С., Потрахов Н.Н., Кивасёв С.А. Применение эмульсий для контроля качества диффузно-взвешенных магнитно-резонансных изображений. Материалы конференции «IV Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники». 24 ноября 2017 г. С. 55-58.
3. Holz M, Heil S. R., Sacco A. Temperature-dependent self-diffusion coefficients of water and six selected molecular liquids for calibration in accurate ^1H NMR PFG measurements. Phys. Chem. Chem. Phys. 2000. № 2. P/ 4740-4742.

ТЕМПЕРАТУРНАЯ ДЕФОРМАЦИЯ ДЕТАЛЕЙ АНОДНОГО УЗЛА РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ С ВЫНЕСЕННЫМ АНОДОМ ПРИ ТОМОГРАФИИ

Ободовский А.В., Бессонов В.Б., Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Принцип работы современного рентгеновского томографа заключается в последовательном получении проекционных данных (двумерных рентгеновских изображений исследуемого объекта в различных ракурсах) и последующей обработке полученных данных с помощью специализированного программного обеспечения.

Использование в качестве источника излучения микрофокусных рентгеновских аппаратов позволило реализовать процесс получения проекционных данных методом съемки с прямым геометрическим увеличением изображения исследуемого объекта. В классической рентгеновской томографии размеры вокселя восстанавливаемого трехмерного изображения зависят от геометрических размеров пикселя приемника излучения. Использование съемки с прямым геометрическим увеличением позволяет получать рентгеновские снимки с большим разрешением, что, при восстановлении трехмерного изображения, дает возможность значительно уменьшить эффективные размеры вокселя. Внедрение такого способа съемки дало толчок развитию отдельной области рентгеновской томографии – микрофокусной томографии или микротомографии.

Отличительной особенностью использования источника излучения в томографической системе является долговременный непрерывный режим работы. Получение данных, в зависимости от количества проекций и времени получения одной проекции, занимает от 15 минут до часа и более.

В рассматриваемой системе в качестве источника излучения используется микрофокусный рентгеновский аппарат РАП150М-0,1Н-5, выполненный на основе рентгеновской трубки БС-16 (III) (рис. 1) производства АО «Светлана-Рентген», рассчитанной на максимальное анодное напряжение 150 кВ и мощность в непрерывном режиме до 5 Вт [1].

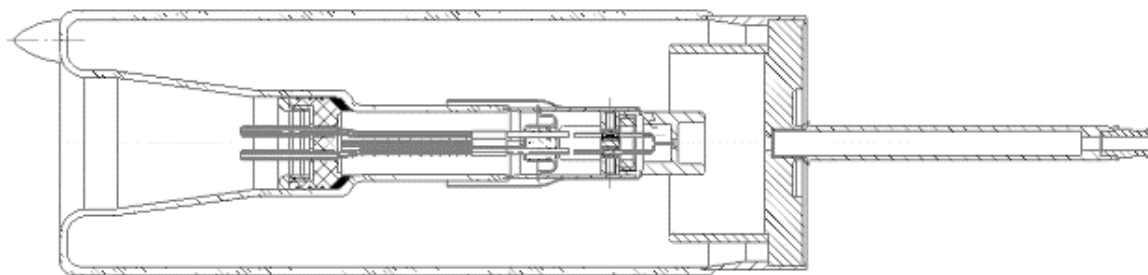


Рисунок 1. Конструкция рентгеновской трубки БС-16(III)

Используемая рентгеновская трубка оснащена катодным узлом с прямонакальным V-образным катодом, выполненным из вольфрама, и дополнительным фокусирующим электродом. Анод рентгеновской трубки – вынесенного типа с прострельной мишенью, напыляемой на бериллиевое выходное окно. Основным материалом анода является медь, так как она обеспечивает наилучший теплоотвод. БС-16(III) по зарубежной классификации

относится к закрытому типу, то есть является отпаянной и не требует подключения к вакуумному посту в процессе работы.

В ходе специальных исследований, проведенных на томографе «МРКТ-01», было обнаружено, что при больших значениях коэффициента прямого геометрического увеличения изображения происходит динамическое нарушение рентгенооптической схемы съемки. Дополнительные исследования показали, что этот эффект связан с изменением положения фокусного пятна рентгеновской трубки при длительной экспозиции. Одним из нескольких факторов, влияющих на положение фокусного пятна в пространстве, является тепловая деформация пролетной трубы анодного узла рентгеновской трубки.

Изменение длины ΔL нагреваемого образца можно приближенно рассчитать по формуле:

$$\Delta L = \alpha \times L \times \Delta T, \quad (1)$$

где α – температурный коэффициент линейного расширения (ТКЛР); L – длина образца при начальной температуре; ΔT – изменение температуры.

Длина пролетной трубы составляет 100 мм, что является необходимым для установки и корректной работы системы электромагнитной фокусировки электронного пучка. Эксперименты показали, что изменение температуры анодного узла в процессе получения проекционных данных находится в диапазоне от 55 до 65 градусов. Расчет показывает, что в подобных условиях изменение длины пролетной трубы составляет не менее 100 мкм.

Проверить расчетные данные позволяет изменение коэффициента увеличения изображения, вызываемое изменением длины пролетной трубы анодного узла. Геометрические построения, лежащие в основе метода проверки, показаны на рисунке 2.

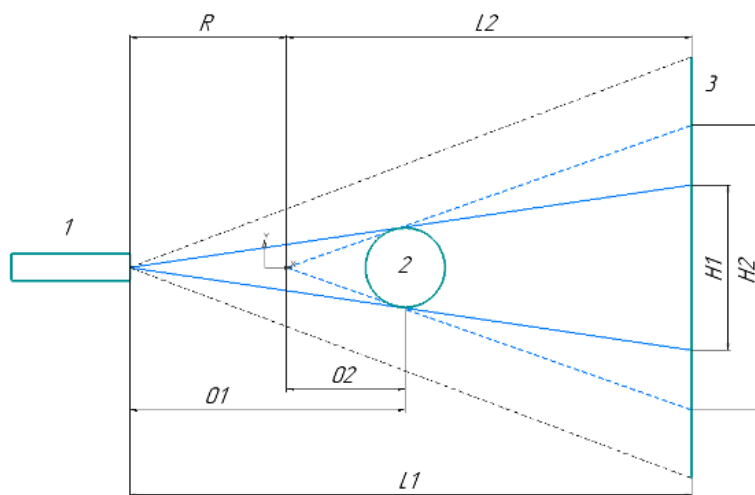


Рисунок 2. Схема расчета величины изменения длины анодного узла:

1 – анод и фокусное пятно; 2 – объект исследования; 3 – приемник излучения; H1 – размеры увеличенного объекта; H2 – размеры увеличенного объекта после изменения длины анода;

L1 – расстояние от анода до приемника; O1 – расстояние от анода до объекта; L2 – расстояние от анода до приемника после изменения длины анода; O2 – расстояние от анода до объекта после изменения длины анода; R – изменение длины анода

Примем исходный размер объекта исследования равным H0. Применив несколько простых преобразований получаем следующее выражения для вычисления изменения длины анодного узла:

$$R = \frac{O1 \times (H1 - H2)}{H0 - H2}. \quad (2)$$

При контактной съемке и небольших (до 10 раз) коэффициентах увеличения изображения данный эффект не оказывает ощутимого влияния на качество получаемых изображений. Однако, при больших значениях коэффициента увеличения изменение длины пролетной трубы начинает оказывать влияние на параметры изображений в процессе набора проекционных данных для томографии, что выражается в постепенном изменении коэффициента увеличения.

На рисунке 3 представлены результаты съемки минерала (первый и последний кадры набора проекционных данных). На последнем кадре коэффициент увеличения стал больше, что незаметно визуально, однако негативно сказывается на результатах томографической реконструкции.

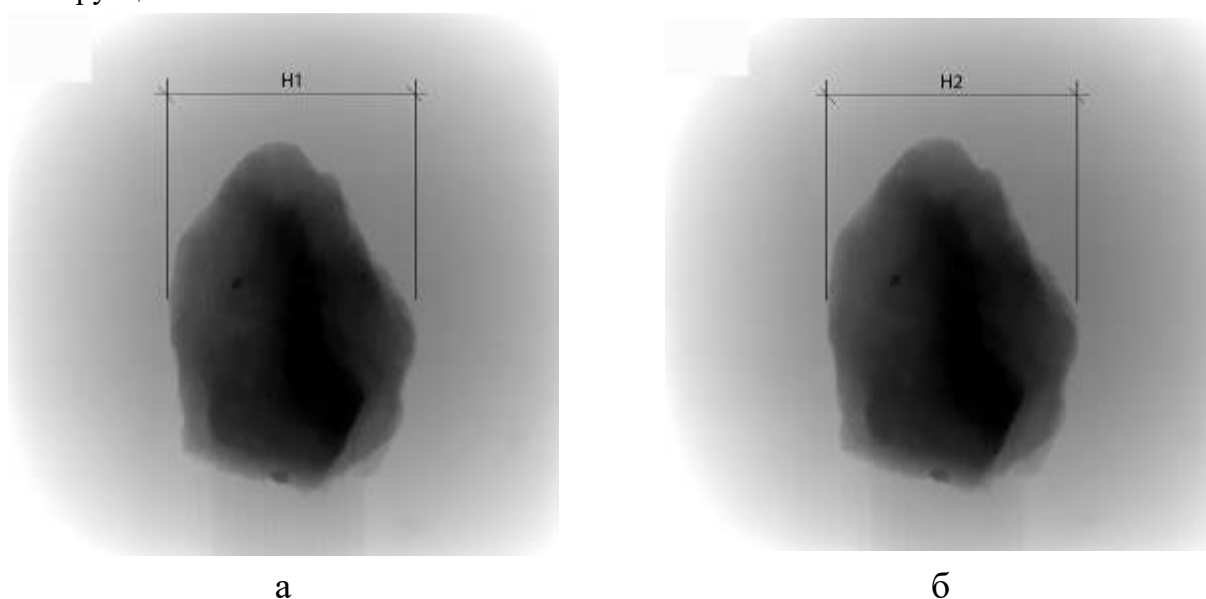


Рисунок 3. Результаты изменения длины анода при получении угловых проекций:
а – первый кадр; б – последний кадр

Вычисления показали, что величина удлинения анодного узла составляет 120 мкм, а это, в пределах погрешности, совпадает с вычисленным ранее значением изменения длины анода при помощи ТКЛР.

Специально сконструированная система водяного охлаждения позволяет решить проблему температурного расширения анодного окончания. Единственным требованием к работе аппарата является необходимость краткосрочного предварительного прогрева для стабилизации температуры. Эксперименты показали, что при использовании системы охлаждения температура достигает насыщения уже в течение 2 минут с момента включения рентгеновского аппарата. На рисунке 4 представлены временные зависимости температуры анодного узла увеличения до (а) и после (б) добавления системы охлаждения.

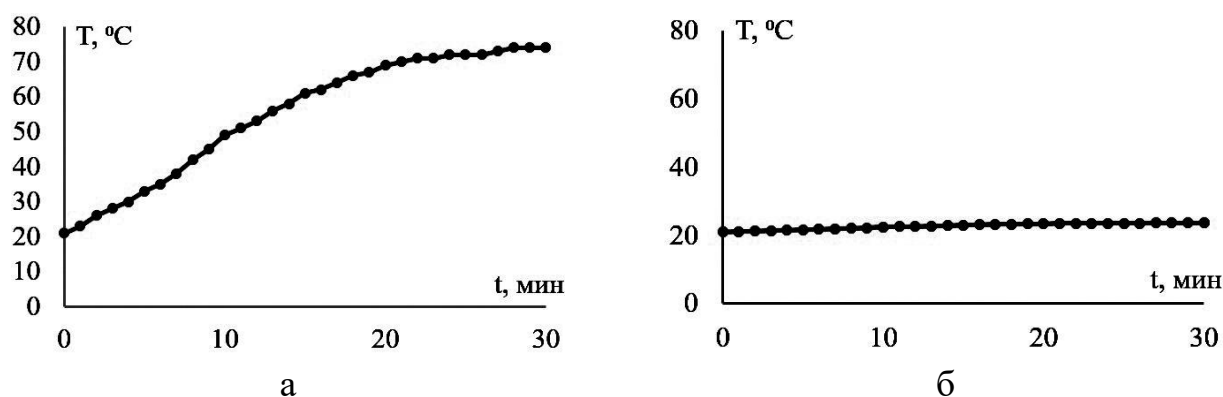


Рис. 4. Графики временной зависимости температуры анода без охлаждения (а) и с охлаждением (б)

Кроме стабилизации температурного расширения материала анода, применение системы охлаждения позволяет повысить максимальную мощность, подводимую к мишени рентгеновской трубки в непрерывном режиме работы и, следовательно, сократить время сбора угловых проекций объекта исследования. Кроме того, увеличение мощности дозы в плоскости приемника излучения снижает отношение сигнал/шум, что повышает качество и информативность получаемых проекций и томографических срезов.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках проекта по теме «Создание портативной установки для микрофокусной рентгенографии с целью оперативного контроля микроструктуры, физико-химических свойств и определения остаточного ресурса авиационных деталей и узлов из полимерных композиционных материалов». Номер проекта 15-19-00259.

Литература:

1. Подымский А.А., Потрахов Н.Н. Микрофокусные рентгеновские трубки нового поколения // Контроль. Диагностика, 2017. №4. С. 4-8.
2. Obodovskiy A.V., Bessonov V.B., Larionov I.A. Shift focal spot x-ray tube to the imposition anode under long exposure // Journal of physics: Conference series, 2018. V.967. No.1. P.012010.

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

Подписано в печать 25.11.18. Формат 60×84 1/16.
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 8,0.
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



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**