



*II Всероссийская
научно-практическая
конференция производителей
рентгеновской техники*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
27 НОЯБРЯ 2015**

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

*II Всероссийская
научно-практическая конференция
производителей рентгеновской техники*

ПРОГРАММА
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ

27 ноября 2015 г.

Санкт-Петербург

2015

2

II Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015. 100 с.

ISBN 978-5-7629-1554-0

ОРГКОМИТЕТ

Кутузов В.М., д.т.н., проф., ректор СПбГЭТУ
Шестопалов М.Ю., к.т.н., доц., проректор СПбГЭТУ по научной работе
Потрахов Н.Н., д.т.н., проф., зав. каф. ЭПУ СПбГЭТУ
Куликов Н.А., к.т.н., генеральный директор ЗАО «Светлана-Рентген»
Цветков В.И., генеральный директор НПП «Буревестник», ОАО
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»
Грязнов А.Ю., д.т.н., проф. каф. ЭПУ СПбГЭТУ (уч. секретарь конференции)

ISBN 978-5-7629-1554-0

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015

ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

Уважаемые коллеги!

Прошел год со дня проведения I Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники, которая состоялась после долгого перерыва, обусловленного печальными событиями в истории как нашего отечества, так и отечественной промышленности, включая рентгеноаппаратостроение.

Отрадно отметить, что прошедший год подтвердил наметившиеся тенденции к возрождению утраченных, как сейчас принято говорить, компетенций в области разработки высокотехнологичной рентгеновской аппаратуры, а также укреплению позиций, переживших трудные времена бывших советских, а ныне российских, «рентгеновских» производств.

Свидетельством этому служит существенно расширившаяся, по сравнению с предыдущей конференцией, география участников конференции нынешней. Очень надеюсь, что выступления, которые прозвучат в рамках II Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники, а также миниэкспозиция отечественных образцов рентгеновской аппаратуры, будут интересны всем без исключения ее участникам.

По единодушному согласию прошлогодних участников Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) во второй раз принимает конференцию производителей рентгеновской техники и постарается сделать все возможное для ее успешного проведения.

*Зав. кафедрой электронных приборов
и устройств СПбГЭТУ,*



Потрахов Н.Н.

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

Пленарное заседание (конференц-зал 5 корпуса)

- 9³⁰ **Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10⁰⁰ **Торжественное открытие конференции:**
Шестопалов М. Ю., проректор СПбГЭТУ
Куликов Н. А., директор ЗАО «Светлана-Рентген»
Попов В. В., президент ОАО «Светлана»
Морозов В.Г. , технический директор НПП «Буревестник», ОАО
Мазуров А. И., зам. генерального директора ЗАО НИПК «Электрон»
- 10³⁰ **Исследования СПбГЭТУ в области создания современных технологий
рентгенодиагностики**
Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. (СПбГЭТУ)
- 10⁵⁰ **Цифровые рентгеновские аппараты на плоскочелюстных детекторах**
Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б. (НИПК «Электрон»)
- 11¹⁰ **Новый класс портативных рентгеновских аппаратов на основе катодов
из нанокластеров углерода**
*Фурсей Г.Н. (СПбГУТ), Поляков М. А. (СПбГУТ), Бегидов А.А. (СПбГУТ) ,
Подымский А. А. (ЗАО «Светлана-Рентген»), Якуб А.А. (ООО «Позитивная
энергия»), Меркулов Б.П. (ОАО «Плазма»), Закиров И.И. (СПбГУТ), Фомин
Д.А.(СПбГУТ)*
- 11³⁰ **Современные рентгеноспектральные приборы НПП «Буревестник», ОАО**
Гоганов А. Д. (НПП «Буревестник», ОАО)
- 11⁴⁵ **Опыт разработки мобильного цифрового рентгенодиагностического
комплекса и его апробация в полевых условиях**
*Железняк И. С. (ВМедА им. С.М. Кирова), Прохоров А. В. (ЗАО МТЛ),
Спорыш В. И. (ЗАО МТЛ), Акиев Р. М. (ВМедА им. С.М. Кирова)*
- 12⁰⁰ **Исследование дефектоскопических характеристик системы «цифровой
матричный детектор МТЛ – острофокусный рентгеновский аппарат»**
*Усачев Е. Ю., Усачёв В. Е., Гнедин М. М., Валиков В. В., Лебедев М. Б.,
Точинский Е. Г. (МИРЭА) Супонников Д. А., Баринов А. А., Спорыш В. И. (ООО
«НТЦ-МТ»)*
- 12¹⁵ **Технологические аспекты создания мощных рентгеновских трубок
медицинского назначения**
*Игнатъев Д. Н., Малышев В. В., Таубин М. Л., Чесноков Д. А., Ясколко А. А.
(ФГУП НИИ НПО «Луч»)*
- 12³⁰ **Осмотр экспозиции аппаратуры, общение представителей предприятий
со студентами старших курсов по вопросам трудоустройства**
- 13⁰⁰ **Обед**

Секция А (конференц-зал 5 корпуса)

- 14⁰⁰ Проблемы и перспективы новой отечественной техники для неразрушающего контроля**
Красильников С. Б., Пантелеев В. А., Петрив Р. Б. (ООО «Синтез НПФ»), Шмелев А. Ю. (ООО «Авконт»)
- 14¹⁵ Внешняя фокусировка мощного импульсного рентгеновского излучения**
Бегидов А.А.(СПбГУТ), Фурсей Г.Н.(СПбГУТ), Поляков М.А. (СПбГУТ)
- 14³⁰ Результаты внедрения малодозовых методик цифровой рентгенодиагностики**
Камышанская И. Г. (СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница»)
- 14⁴⁵ Новые рентгеновские трубки ЗАО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля (2014-2015г.г.)**
Баклин А.С., Курбанов В.Р., Куликов Н.А. (ЗАО «Светлана-Рентген»)
- 15⁰⁰ Рентгеноспектральное и рентгеноструктурное оборудование АО «Научные приборы»**
Бахвалов А. С., Николаев В. И., Архипов С. Н. (АО «Научные приборы»)
- 15¹⁵ Аналитическая система «Compleflex-5» для комплексной диагностики материалов и наноструктур**
Турьянский А. Г., Герасименко Н. Н., Гижса С. С., Сенков В. М., Смирнов Д. И., Пиршин И. В.(Физический институт им. П. Н. Лебедева РАН)
- 15³⁰ Компактный микрофокусный рентгеновский источник с прострельным анодом на алмазной подложке**
Правдин О. Ю.¹, Турьянский А. Г.^{1,2}, Родич А. Н.³, Скворцов В. Э.³, Гижса С. С.^{2,4}, Сенков В. М.², Пиршин И. В.², Маметов А. А.¹, Кожухметов А. С.¹⁽¹ ТОО «Ангстрем», ² Физический Институт им. П.Н.Лебедева Российской Академии Наук, ³ООО «МЭЛЗ», ⁴ Московский Физико-Технический Институт)
- 15⁴⁵ Микрофокусный рентгеновский компьютерный томограф на основе рентгеновской трубки закрытого типа**
Бессонов В. Б., Ободовский А. В., Клонов В. В., Ларионов И. А., Косов В. О. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»))
- 16⁰⁰ Микрофокусный рентгеновский аппарат повышенной мощности**
Подымский А. А. (ЗАО «Светлана-Рентген»), Ободовский А. В., Бессонов В. Б., Потрахов Н. Н., Иванова Р. В., Тимофеев Г. А. (ФГАОУ ВО СПбГЭТУ), Потрахов Е. Н. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»)
- 16¹⁰ Возможности проведения рентгенодиагностических исследований в неспециализированных условиях**
Васильев А.Ю. (ГБОУ ВПО МГМСУ), Потрахов Н.Н. (ФГАОУ ВО СПбГЭТУ)
- 16²⁰ Камеры для мониторинга ионизирующих излучений**
Владимиров Л. В., Артемьев И. Б., Артемьев Б. В. (ЗАО НИИИН МНПО СПЕКТР)

Секция Б (аудитория 5173)

- 14⁰⁰ Портативные рентгеновские аппараты ООО «СПЕКТРОФЛЭШ» для контроля качества различных металлоконструкций в полевых условиях**
Ковалева Е. Ю. (ООО «Спектрофлэш»)
- 14¹⁵ Развитие аппаратно-программного комплекса на основе многофункциональных рентгеновских дифрактометров серии ДРОН**
Тыщенко Д. В., Иванова Т. И., Курсков А. В., Гулев И. Г., Кудашев К. А., Дмитриев Д. А. (НПП «Буревестник», ОАО)
- 14³⁰ Рентгенографические сепараторы НПП «Буревестник»**
Жогин И. Л., Романовская Т. Е., Никитин И. М. (НПП «Буревестник»)
- 14⁴⁵ Способ оценки количественного содержания самородного золота в руде**
Староверов Н. Е., Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю., Жамова К. К., Терентьева О. В., Холопова Е. Д. (СПбГЭТУ)
- 15⁰⁰ Миниатюризация высоковольтных электровакуумных устройств**
Бочков В. Д., Бочков Д. В., Панов П. В., Терешин В. И., Трубицын А. А. (ООО "Импульсные технологии") Батраков А. В., Карлик К. В., Озур Г. Е., Проскуровский Д. И. (ИСЭ СОРАН)
- 15¹⁵ Импульсные рентгеновские аппараты с индуктивным накопителем энергии**
Кузнецов В. Л., Корженевский С. Р., Бессонова В. А., Комарский А. А., Ченусов А. С. (ИЭФ УрО РАН) Бочков В. Д., Бочков Д. В., Панов П. В., Терешин В. И. (ООО "Импульсные технологии") Грин М. Я., Солодов Д. Л. (ООО «Субмикроволновая диагностическая аппаратура»)
- 15³⁰ Разработка аппаратно-программных средств контроля параметров качества МР-изображений и проведения сравнительной оценки неопластических процессов в режиме DWIBS/DWI**
Сергунова К. А. (ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ»)
- 15⁴⁵ Новая рентгенооптическая схема спектрометра полного внешнего отражения с волноводом резонатором**
Лукьянченко Е. М., Руденко В. Н. (ООО «Полюс»), Егоров В. К., Егоров Е. В. (ИПТМ РАН)
- 16⁰⁰ Полевые электронные эмиттеры с композитной планарной эмиссионной поверхностью**
Лупехин С. М. (СПбГУТ им. проф. М. А. Бонч-Бруевича)
- 16¹⁰ Ближнефокусная рентгеновская наноскопия**
Гелевер В. Д., Усачев Е. Ю., Манушкин А. А. (МГТУ МИРЭА)
- 16²⁰ Производство рентгеновских трубок медицинского назначения ЗАО «Рентгенопром»**
Столяров В. Н., Столяров И. Н. (ЗАО «РЕНТГЕНОПРОМ»)

Конференц-зал 5 корпуса

- 16³⁰ Круглый стол. Конференц зал**
- 17⁰⁰ Торжественное закрытие конференции**

ИССЛЕДОВАНИЯ СПБГЭТУ В ОБЛАСТИ СОЗДАНИЯ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ

Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. (СПБГЭТУ)

Доклад посвящен результатам исследований и разработок СПБГЭТУ (в лице кафедры Электронных приборов и устройств) в области создания технологий рентгенодиагностики для различных отраслей промышленности, а также медицины, ветеринарии и т.д.

Речь идет о разработке как перспективных малодозовых методик получения рентгеновского изображения объектов диагностики, так и современных малогабаритных и маломощных технических средств для их реализации. Впервые обоснована методика использования портативных рентгеновских аппаратов в неспециализированных условиях, например в медицине – вне рентгеновского кабинета.

Особое внимание уделено описанию конструкций и технических характеристик, разработанных за последние несколько лет совместно со специалистами ЗАО «Светлана-Рентген» микрофокусных рентгеновских трубок на повышенные мощности и напряжения, а также источников рентгеновского излучения на их основе. В число таких трубок и аппаратов (излучателей) входят:

- первая отечественная микрофокусная рентгеновская трубка с вращающимся анодом ЗБД46-150 на напряжение 150 кВ, мощностью 3 кВт. Трубка предназначена для установки в кожух излучателя ИРД-46;

- первая отечественная микрофокусная рентгеновская трубка с массивной мишенью и внутренним (внутри стеклянного вакуумного баллона) расположением анодного узла 0,2БПМ64-200 на напряжение 200 кВ, мощность 200 Вт. На базе трубки разработан и выпускается малыми партиями рентгеновский аппарат РАП-200М.

Рассмотрены перспективы разработки микрофокусной рентгеновской трубки классической конструкции серии БС с мишенью прострельного типа, вынесенной из вакуумного баллона на длинной анодной трубе. Под эту трубку разработан и испытан рентгеновский аппарат семейства РАП с каналами управления катодным током и сеточным напряжением.

ЦИФРОВЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ АППАРАТЫ НА ПЛОСКОПАНЕЛЬНЫХ ДЕТЕКТОРАХ

Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б. (НИПК «Электрон»)

Начавшийся в России промышленный выпуск цифровой рентгеновской аппаратуры на плоскопанельных детекторах следует рассматривать как важный прорыв в области диагностической радиологии. На базе плоскопанельных детекторов собственного производства в ЗАО «НИПК «Электрон» разработан и организован серийный выпуск рентгеновской аппаратуры для общей и интервенционной рентгенологии. Разработано два класса плоскопанельных детекторов непрямого преобразования. Первый класс детекторов состоит из игольчатого цезиевого экрана CsI:Tl (гадолиниевого Gd₂O₂S:Tb), сочлененного с двумерным массивом фотодиодов (сенсором) на аморфном кремнии (a-Si) – TFT технология,

а второй – из CsI:Tl и фотодиодной матрицы на кристаллическом кремнии (Si) – К-МОП технология. Необходимость разработки двух классов детекторов обусловлена оптимизацией требований рентгенографии и рентгеноскопии. Для рентгенографии оптимальной является TFT технология, а для рентгеноскопии в интервенционной радиологии К-МОП технология.

TFT технология заимствована из производства дисплеев, что позволяет изготавливать сенсоры большого размера (требование рентгенографии – 430x430 мм) при низкой стоимости. Однако высокий уровень аддитивных шумов этих сенсоров не обеспечивает высокой квантовой эффективности при следованиях с большим числом кадров в секунду. Например, в кардиологических интервенционных процедурах требуемая частота кадров может достигать до 60 кадров/с.

Наоборот, К-МОП сенсоры имеют ограничения по размерам кристалла и стоят дорого, но они могут работать с частотой кадров до 60 и более. Это динамические детекторы с ограниченным из-за стоимости рабочим полем (не более 350 мм), что допустимо в интервенционной радиологии. Требуемое рабочее поле детекторов реализуется методом сшивки базовой панели размером 120x145 мм.



Рис. 1. Ангиографический комплекс



Рис. 2. Телеуправляемый комплекс



Рис. 3. Аппарат на 2 рабочих места.



Рис. 4. Аппарат со столом-каталкой.

Размер пиксела базового сенсора составляет 50 мкм, что позволяет реализовать методом биннинга пиксели 100x100 мкм, 150x150 мкм и даже 200x200 мкм. Без биннинга размер пиксела детектора хорошо согласуется с требованиями маммографии и других областей рентгенологии, где требуется пространственная разрешающая способность не менее 10 пер/мм.

Универсальный детектор с большим рабочим полем (430x430 мм) и достаточным для рутинных исследований быстродействием (15 к/с) находится в стадии разработки.

На плоскопанельных детекторах разработано четыре класса аппаратов:

1. Ангиографический комплекс с детектором по К-МОП технологии с размером рабочего поля 280x230 мм (или 345x280 мм) с частотой кадров от 1 до 60 Гц (рис. 1).

2. Телеуправляемый комплекс для рутинных исследований (рис. 2). В нем использовано два детектора: для рентгенографии – TFT технология, для рентгеноскопии – К-МОП технология. С завершением разработки универсального детектора два детектора будут заменены на один.

3. Рентгенографический аппарат на два рабочих места: стол снимков и стойка снимков (рис. 3). Параметры детектора: размер рабочего поля 430x430 мм, число пикселей 3072x3072, квантовая эффективность не менее 0,5 на частоте 0,1 пер/мм.

4. Новое конструктивное решение использовано в рентгенографическом аппарате со столом-каталкой (рис. 4). Этот аппарат позволяет исследовать больных, которые не могут передвигаться самостоятельно.

Переход от детекторов на рентгеновских электронно-оптических преобразователях (РЭОПах) и “экран-объектив-ПЗС матрица” на плоскопанельные детекторы позволил улучшить качество изображения, снизить лучевые нагрузки, уменьшить вес и габариты аппаратов.

НОВЫЙ КЛАСС ПОРТАТИВНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ НА ОСНОВЕ КАТОДОВ ИЗ НАНОКЛАСТЕРОВ УГЛЕРОДА.

Фурсей Г.Н. (СПбГУТ), Поляков М. А. (СПбГУТ), Бегидов А.А. (СПбГУТ), Подымский А. А. (ЗАО «Светлана-Рентген»), Якуб А.А. (ООО «Позитивная энергия»), Меркулов Б.П. (ОАО «Плазма»), Закиров И.И. (СПбГУТ), Фомин Д.А.(СПбГУТ)

Открытие явления взрывной эмиссии (ВЭЭ), открыло принципиально новые возможности для создания наносекундных рентгеновских источников.

Было понято, что необходимо создание специальных условий для обеспечения воспроизводимости процесса взрывной эмиссии [1]. 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 (см. [1]), 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, запылению антикатада и многим другим вредным явлениям. Сравнительно недавно, было показано, что гораздо более перспективным материалом для ВЭЭ катодов является углерод [1, 2].

Настоящее исследование посвящено рентгеновским трубкам, созданным на основе различных нанокластеров углерода. Эти эмиттеры оказались во многих отношениях более универсальным чем металлы. Рентгеновские трубки с катодами на основе углерода обладают

высоким ресурсом, позволяют более прецизионно формировать рентгеновский источник, а также создавать рентгеновские источники с гораздо более широким диапазоном длин волн рентгеновского излучения, чем это возможно на металлах. Углеродные ВЭЭ катоды в гораздо меньшей степени загрязняют антикатод 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.

1. Взрывная электронная эмиссия.

Взрывная электронная эмиссия это особый эмиссионный процесс имеющий место, когда нанобъемы вещества катода взрываются в сильном электрическом поле под действием высоких плотностей автоэлектронного тока [1].

Это явление было открыто независимо двумя группами исследователей: Г.Н. Фурсеем с сотрудниками при изучении предельных плотностей тока автоэлектронной эмиссии (АЭЭ) и изучении физического механизма вакуумного пробоя и катодного пятна вакуумной дуги [3] и Г.А. Месяцем с сотрудниками при наблюдении динамики, развития световых явлений при вакуумном пробое с наносекундным разрешением [4].

В работе [3] была предложена модель развития процесса ВЭЭ. В экспериментах [4] получено прямое экспериментальное подтверждение справедливости этой модели.

Процесс ВЭЭ является квазистационарным. Поддержание процесса ВЭЭ обусловлено последовательной генерацией и взрывами новых микронеровностей на поверхности катода.

Важную роль для поддержания ВЭЭ и обеспечения ее стационарности играет жидкая фаза. Жидкая фаза на поверхности катода формируется при взрыве вещества и из этих жидких участков катода, в процессе взаимодействия с сильным электрическим полем и плазмой ВЭЭ, формируются нанометровые волны, вершины которых являются новыми центрами взрывной эмиссии [1, 3].

При затвердевании этих нановыступов образуется микрошероховатости обеспечивающие повторное возбуждение ВЭЭ процесса при последующих включениях импульсов электрического поля. Углерод в этом отношении обладает уникальными свойствами. Было установлено, что при ВЭЭ углерод также переходит в жидкое состояние [1]. Это означает, что в эпицентре взрыва может иметь место очень высокое давление.

Преимущество углеродного материала состоит в том, что на его поверхности гораздо легче сохранять нановыступы. Можно предположить, что эти нановыступы застывают после воздействия взрывоэмиссионного процесса, не столько в результате остывания локальных областей катода, сколько вследствие уменьшения давления над сформированной микрошероховатой поверхностью углерода при разлете плазмы. Поскольку, уменьшение давления происходит гораздо быстрее, чем остывание, на поверхности, после выключения поля, удастся сохранить гораздо более мелкие выступы, чем на металлах. Это обеспечивает более однородную эмиссию и снижает напряженность электрического поля, необходимого для возбуждения ВЭЭ.

2. Низкопроговая автоэлектронная и взрывная электронная эмиссия.

В последние годы было обнаружено еще одно свойство углеродных нанокластеров, нанотрубок и графенов (См. [5]). Было установлено, что порог возбуждения автоэлектронной

эмиссии на этих материалах оказывается очень низким, в частности, на нанотрубках и графенах. Так поля, при которых появляется автоэлектронная эмиссия, оказываются в 100-1000 меньшими, чем это имеет место на металлах и полупроводниках.

Как было сказано выше, основным механизмом возбуждения ВЭЭ, является взрывное разрушение локальных областей катода под действием АЭЭ тока очень высокой плотности. Поскольку на углеродных нанокластерах порог возбуждения АЭЭ гораздо ниже, то и взрывная эмиссия возбуждается соответственно при более низких полях и напряжениях [5].

3. Создание рентгеновского источника.

В настоящем исследовании мы использовали 2 варианта рентгеновского источника: источник с острым антикатодом из W (Рис. 1а) и источник прострельного типа с антикатодом в виде слоя W нанесенного на выходное окно (Рис. 1б). В качестве катода использовались различные нанокластеры углерода: графены, нанотрубки и ПАН волокна.

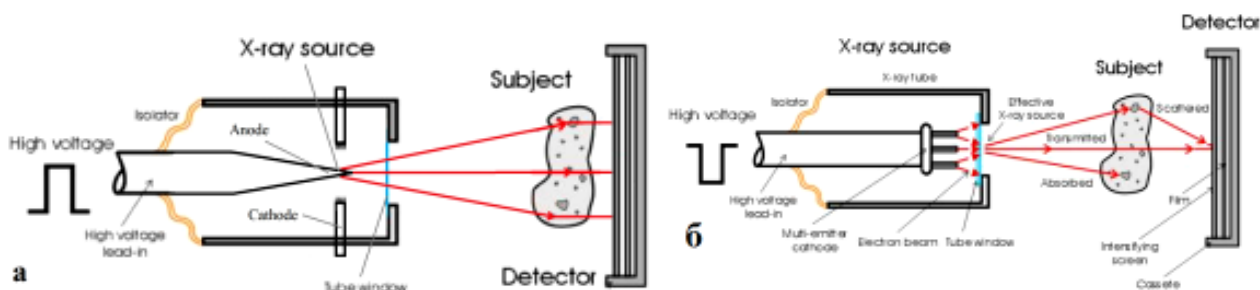


Рис. 1. Конструкции импульсных рентгеновских трубок.

Макет трубки для исследования характеристик источника представлен на рис 2.

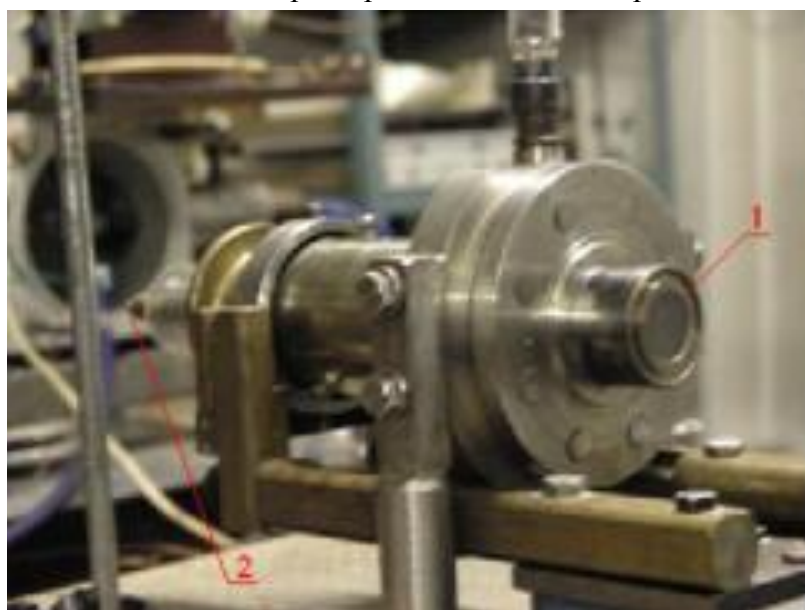


Рис. 2. Макет рентгеновской трубки: 1- выходное окно, 2- высоковольтный ввод.

В макете предусмотрена возможность перемещения катода относительно антикатада с помощью микрометрического винта позволяющего изменять расстояние между катодом и антикатодом. В качестве выходного окна использовался Ве. Высоковольтное питание обеспечивалось с помощью специальных наносекундных генераторов.

Для изучения динамики развития процесса ВЭЭ был использован генератор спаренных наносекундных импульсов. Применялись также генераторы разработанные компанией FID Technology.

В наших экспериментах длительность импульсов варьировалась от 10 до 80 наносекунд. Расстояние между импульсами в генераторе спаренных импульсов могло изменяться от 2 нс до 700 нс. Амплитуда импульсов в экспериментах менялась от 15 до 150 кВ. Вакуум в экспериментальной камере составлял 10^{-8} – 10^{-9} торр. Фронт импульса составлял 1-2 нс.

Генератор спаренных импульсов давал возможность определять минимальную скважность и соответственно максимальную частоту, при которой воспроизводимо мог эксплуатироваться ВЭЭ катод. В нашем случае взрывной эмиссии из углеродных нанокластеров максимальная частота следования импульсов составляла 1000 Гц.

4. Автономные рентгеновские трубки. Экспериментальные параметры трубок.

На основании проведенных исследований были созданы экспериментальные образцы автономных отпаянных рентгеновских трубок (Рис. 3).

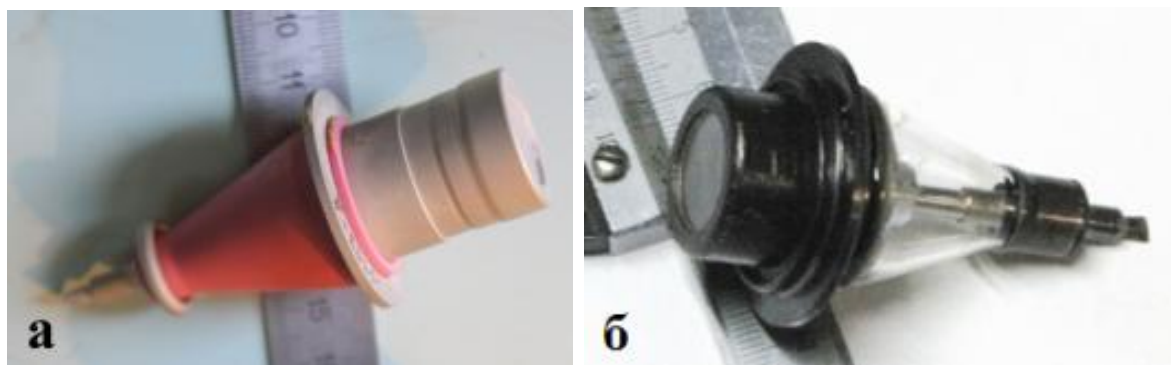


Рис. 3. Рентгеновские трубки: с керамическим (а) и стеклянным изолятором (б).

В качестве антикатада использовался заостренный стержень из W с радиусом кривизны у вершины 0,4 мм. Выходное окно изготавливалось из Be толщиной 400мкм-1мм, с диаметром выходного окна 20мм. Такое окно вызывает незначительную фильтрацию низкоэнергетической части генерируемого излучения.

Вакуум в отпаянной трубке составлял порядка 10^{-7} - 10^{-8} Торр.

Электронный ток в трубке определялся с помощью специального согласованного коаксиального шунта в цепи обратного тока и осциллографических измерений. Величина электронного тока в диоде ограничена пространственным зарядом и описывается законом Чайлда-Ленгмюра. Форма импульса тока, в случае металлов, определяется законом $3/2$ в диоде с движущейся эмиссионной границей.

Особенностью обнаруженной нами на углеродных катодах, является то, что движение фронта плазмы при разлете практически не влияет на форму импульса тока. Импульс тока практически является прямоугольным. Такое поведение мы связываем с тем, что при взрывной эмиссии из углеродных нанокластеров генерируется очень малое количество плазмы и ее разлет не влияет на изменение тока в вакуумном зазоре между катодом и антикатодом.

Максимальные токи в трубке, в зависимости от напряжения составляли от 30А при $U=20$ кВ, вплоть до 200 А при $U=75$ кВ

5. Определение размера фокусного пятна и расходимость рентгеновского потока.

Расходимость рентгеновского пучка зависит от конфигурации ВЭЭ катода, геометрии межэлектродного расстояния катод-антикатод и геометрии непрозрачной для рентгеновского

потока выходной части рентгеновской трубки. Расходимость могла варьироваться также с помощью специального внешнего коллиматора.

В нашем случае для трубок с антикатодом острейного типа, используемых для различных задач, в том числе и для медицины, расходимость составляла примерно 60° . Это позволяло с запасом получать панорамные изображения с размерами 40x40см при стандартном расстоянии 70 см.

Размер рентгеновского пятна определялся с помощью Лох-камеры, и в ряде экспериментов - с использованием поликапиллярного столбика Кумахова [6].

При оптимизации геометрии электродов в трубках с острейным антикатодом, в наших опытах были достигнуты минимальные размеры рентгеновского пятна 0.8 мм.

6. Портативные рентгеновские аппараты.

Рентгеновский аппарат создан на основе разработанной нами рентгеновской трубки с углеродным катодом из ПАН волокон. Фотографии рентгеновских аппаратов приведены на рис. 4. Суммарная таблица 1 с основными параметрами аппарата представлена ниже.



Рис. 4. Образцы опытных рентгеновских аппаратов (ООО «Позитивная энергия») (а, с), рентгенограмма рентгеновской трубки (б).

Таблица 1.

Параметры рентгеновского аппарата.

Ускоряющее напряжение	15 - 150 кВ
Ток в пучке	50 - 500 А
Длительность импульса	10 нс
Частота следования имп.	1000 Гц
Размер рентгеновского пятна	0,8 мм
Вес аппарата	3 - 6 кг

Ниже приведены рентгенограммы, полученные с помощью этого аппарата (см. рис. 5).

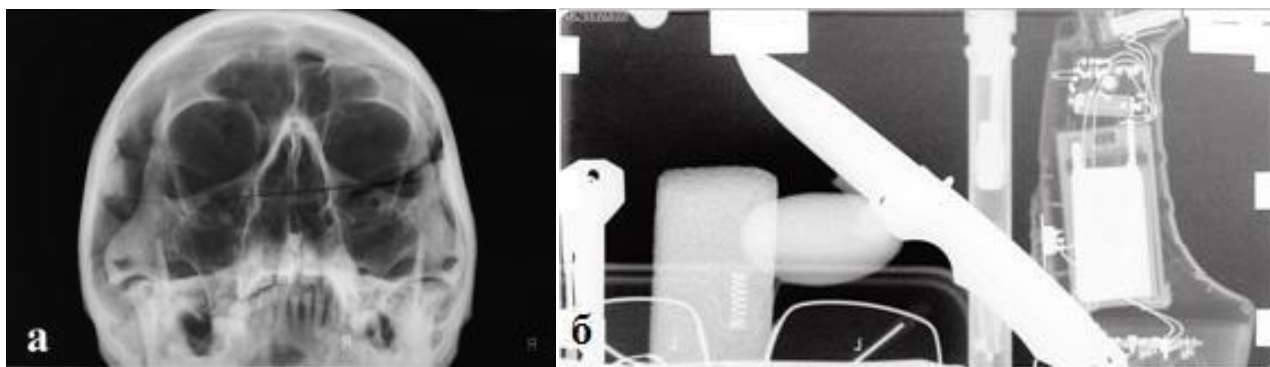


Рис. 5. Образцы рентгеновских снимков: череп (а), различные элементы в кейсе (б).

Литература.

1. Фурсей Г.Н. Автоэлектронная эмиссия в вакуумной микроэлектронике. В кн. «Автоионная и автоэлектронная микроскопия» / Под ред. А.Л. Суворова. М.: Академ Пресс, 2003, стр. 175–176.
2. Фурсей Г.Н., Широкин Л.А., Беспалов П.Н., «Рентгеновская трубка», патент № 2308781, МПК H01J 35/00 20.10.2007.
3. Фурсей Г.Н., Воронцов-Вельяминов П.Н., «Качественная модель инициирования вакуумной дуги», ЖТФ, 1967, 37 (10), стр. 1870-1888.
4. Бугаев С.П., Искольский А.М., Месяц Г.А. и др., «Электронно-оптическое наблюдение, инициирование и развитие импульсного пробоя короткого вакуумного промежутка», ЖТФ, 1967, 37(12), стр. 2206-2208.
5. Фурсей Г.Н., Поляков М.А., Кантонистов А.А., Яфясов А.М., Павлов Б.С., Божевольнов В.Б., «Автоэлектронная и взрывная эмиссия из графеноподобных структур», ЖТФ, 2013, том 83, вып. 6, стр. 71-77.
6. Кумахов М.А., «Устройство для формирования направленного пучка рентгеновского излучения», патент №2348996, 10.03.2009.

СОВРЕМЕННЫЕ РЕНТГЕНОСПЕКТРАЛЬНЫЕ ПРИБОРЫ

НПП «БУРЕВЕСТИК», ОАО

Гоганов А. Д. (НПП «Буревестник», ОАО)

С момента образования НПП «Буревестник» в 1959 году началось интенсивное развитие отечественного рентгеновского приборостроения. Это развитие было обусловлено потребностью народного хозяйства в эффективных приборах – датчиках химического состава технологических продуктов и готовой продукции. В первые годы деятельности НПП «Буревестник» были разработаны и внедрены на промышленных предприятиях группы приборов, состоящие из многоканальных кристалл-дифракционных анализаторов, потоковых пульповых кристалл-дифракционных анализаторов, бескристалльных энергодисперсионных анализаторов. В основу разработок этих приборов заложены физические принципы: применение оптимального источника рентгеновского излучения (РИ), эффективная система регистрации РИ, оригинальные рентгенооптические схемы.

Ключевыми физическими элементами рентгеновской аппаратуры последнего времени являются: эффективные твердотельные детекторы РИ, газовые пропорциональные счетчики оригинальных конструкций, источники рентгеновского излучения, фильтрация первичного и вторичного РИ, светосильные элементы кристаллооптики. На их основе в НПП «Буревестник» выпускаются новые приборы.

Таблица 1.

Современные приборы НПП «Буревестник»

Название и тип прибора	Характеристики аппарата		Области применения
	Диапазон определяемых элементов	Диапазон измеряемых концентраций	
Серия аппаратов AP-35 _{WDXRF}	от Ca (Z=20) до U (Z=92)	от $n \cdot 0,0001$ % и выше	Горно-обогатительные предприятия с гидрометаллургической технологией обогащения
БРА-135F _{EDXRF}	от F (Z=9) до U (Z=92)	от 0,000015 % и выше	Горно-обогатительная, горнодобывающая, нефтехимическая, ювелирная промышленности, строительство, экология, машиностроение.
АСВ-2 _{WDXRF} *	S (Z=16)	от 0,0003 %	Предприятия нефтедобывающего сектора, ТЭК
АСЭ-2 _{EDXRF} *		от 0,0005 %	

* WDXRF – wavelength dispersive XRF (волнодисперсионные рентгенофлуоресцентные). EDXRF – energy dispersive XRF (энергодисперсионные рентгенофлуоресцентные).

Перспективы развития приборного направления рентгеноспектральных аналитических приборов мы связываем с применением: полупроводниковых детекторов, светосильных элементов кристаллооптики и рентгенооптических схем, техники поляризации возбуждающего РИ и полного внешнего отражения, поликапиллярной оптики и программно-методического обеспечения, обеспечивающего полуколичественный и количественный анализ в условиях отсутствия стандартных образцов.

ОПЫТ РАЗРАБОТКИ МОБИЛЬНОГО ЦИФРОВОГО РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА И ЕГО АПРОБАЦИЯ В ПОЛЕВЫХ УСЛОВИЯХ

*Железняк И. С. (ВМедА им. С.М. Кирова), Прохоров А. В. (ЗАО МТЛ),
Спорыш В. И. (ЗАО МТЛ), Акиев Р. М. (ВМедА им. С.М. Кирова)*

Актуальность исследования. Быстрая изменчивость медико-тактической обстановки, характерная для современных вооруженных конфликтов, предъявляет повышенные требования к мобильности медицинских формирований МО РФ и обуславливает необходимость разработки новых подвижных рентгенодиагностических систем,

характеризующихся компактностью, эргономичностью, быстродействием и высоким качеством получаемых изображений.

Целью исследования являлась разработка мобильного цифрового рентгенодиагностического комплекса для использования в полевых условиях.

Для достижения этой цели были сформулированы следующие задачи:

- изучить тактико-технические характеристики серийных и опытных образцов переносных рентгеновских аппаратов и систем цифровой визуализации, перспективных для использования в интересах военно-медицинской службы;
- выявить возможные конструктивные недостатки апробируемых систем;
- обосновать предложения по оптимизации технических характеристик портативных рентгенодиагностических комплексов применительно к работе в полевых условиях.

Материал исследования. Для изучения были представлены следующие рентгенодиагностические комплексы:

1. Опытный образец портативного рентгеновского аппарата (ПАРМ) с системой цифровой визуализации DRX-1 (США);
2. Аппарат ПАРДУС-У с системой визуализации CR 35-Med (Германия);
3. Цифровой рентгенодиагностический комплекс (ЦРК) в составе рентгеновского аппарата АРА 110/160-02 и системы цифровой визуализации ДИАРМ-МТ (РФ).

Методика исследования. Изучение тактико-технических характеристик рентгенодиагностических комплексов осуществлялось в форме апробации последних в полевых условиях (в рамках тактико-специальных военно-медицинских учений) и включало в себя неоднократные развертывания, выполнение рентгенологических исследований в условиях приемно-сортировочного отделения и операционной медицинской роты мотострелковой бригады, а также рентгеновского кабинета военно-полевого госпиталя, с хронометрированием всех этапов работы. Рентгенологические исследования проводились с привлечением добровольцев, а также с использованием фантомов и биологических объектов.

Результаты исследования. В ходе исследования установлено, что цифровой рентгенодиагностический комплекс (ЦРК), благодаря высокой эргономичности и небольшим массо-габаритным характеристикам, в наибольшей степени удовлетворяет требованиям, предъявляемым к портативным военно-полевым рентгенодиагностическим системам.

Развертывание комплекса осуществлялось силами двух человек (подготовленного специалиста и помощника), при этом время развертывания составило 4-5 минут.

Было установлено, что ЦРК, благодаря небольшим размерам и удобству позиционирования, позволял выполнять весь необходимый в полевых условиях объем рентгенологических исследований без перекладывания пострадавшего с носилок.

В ходе апробации были выполнены рентгенограммы черепа, органов грудной и брюшной полости, таза, позвоночника и конечностей. Цифровые рентгенограммы отличались хорошим качеством и во всех случаях позволяли получать необходимую диагностическую информацию, в том числе при исследовании анатомических областей, визуализация которых в нестационарных условиях, как правило, вызывает затруднения (поясничный отдел позвоночника, тазобедренные суставы, кости таза).

Интерфейс автоматизированных рабочих мест рентгенолога и рентгенолаборанта характеризовался удобством и простотой, позволяя быстро и без затруднений осуществлять

анализ и постобработку изображений.

Пропускная способность комплекса составила 12-15 человек в час при выполнении диагностических и 40-60 человек в час при выполнении скрининговых исследований.

По результатам апробации были сформулированы предложения по дальнейшему усовершенствованию ЦРК, основными из которых являлись:

- разработка съёмной тележки с колесами достаточного диаметра и ширины для перемещения рентгеновского аппарата по неподготовленной поверхности;
- уменьшение габаритов и облегчение конструкции вертикальной стойки снимков;
- отказ от двух отдельных автоматизированных рабочих мест в пользу единого АРМ, объединяющего в себе возможности АРМ рентгенолога и рентгенолаборанта;
- разработка для системы цифровой визуализации герметичного ударопрочного кейса, оснащенного колесами, выдвижной ручкой, ручками для переноски, и вмещающего в себя все компоненты системы;
- включение в комплект системы визуализации малогабаритного рулонного принтера для получения твердых копий рентгеновских изображений.

После реализации указанных предложений была проведена повторная длительная апробация комплекса, подтвердившая его возросшую эргономичность и полную адаптацию к решению задач, стоящих перед медицинской службой ВС РФ.

Выводы:

1. Усовершенствованный вариант мобильного цифрового рентгенодиагностического комплекса в составе серийно выпускаемого рентгеновского аппарата АРА 110/160-02 и системы цифровой визуализации ДИАРМ-МТ полностью удовлетворяет требованиям, предъявляемым к мобильным военно-полевым рентгеновским системам.

2. Перспективными направлениями использования комплекса являются:

- оснащение мобильных формирований медицинской службы МО РФ;
- использование в лечебных учреждениях для выполнения исследований вне рентгеновского кабинета (ОАиР, операционные);
- использование системы визуализации со стационарными рентгеновскими аппаратами;
- проведение профилактических исследований органов грудной полости в отдаленных гарнизонах.

ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕФЕКТОСКОПИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК СИСТЕМЫ «ЦИФРОВОЙ МАТРИЧНЫЙ ДЕТЕКТОР МТЛ – ОСТРОФОКУСНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ»

*Усачев Е. Ю., Усачёв В. Е., Гнедин М. М., Валиков В. В., Лебедев М. Б., Точинский Е. Г.
(МИРЭА) Супонников Д. А., Баринов А. А., Спорыш В. И. (ООО «НТЦ-МТ»)*

Наиболее распространённым методом радиационного контроля является радиографический контроль с использованием в качестве детектора плёнки (плёночная радиография). Поскольку процесс плёночной радиографии является достаточно трудоемким

и дорогостоящим, основной тенденцией последних лет являются работы по замене радиографической пленки на детекторы других типов.

По мнению ряда авторов, большие потенциальные возможности имеются у цифровых матричных детекторов (*digital detector array system, DDA system*) [1]. Под цифровым матричным детектором здесь понимается электронное устройство, преобразующее ионизирующее излучение в дискретную матрицу аналоговых сигналов, которые затем оцифровываются и передаются в компьютер для отображения в виде цифрового изображения, соответствующего распределению энергии потока излучения, прошедшего через рабочее поле устройства [2]. Существенной технической характеристикой *DDA system*, используемых в дефектоскопии, является размер пикселя, наименьший размер которого в современных детекторах составляет 50 мкм.

Высокая чувствительность *DDA system* к рентгеновскому излучению в сочетании с малым размером пикселя позволяет рассматривать их как перспективный инструмент при дефектоскопии с использованием переносной малогабаритной острофокусной рентгеновской аппаратуры [3]. Отличительными особенностями такой аппаратуры являются малый анодный ток и, следовательно, малая интенсивность излучения, возможность и необходимость работы на малых фокусных расстояниях.

В данной работе рассматриваются результаты работ с использованием динамического рентгеновского детектора высокого разрешения разработки компании ООО «НТЦ-МТ» [4].

Исследуемый детектор относится к детекторам непрямого преобразования рентгеновского излучения, в которых рентгеновские кванты сначала взаимодействуют со сцинтиллятором с образованием фотонов света. В качестве сцинтиллятора обычно используют цезий-йод активированный таллием (*CsI:Tl*) или оксисульфид гадолия активированный тербием ($Gd_2O_2S:Tb$).

Матрица малощумящих фотодиодов, которые изготовлены фотолитографическими методами на основе КМОП-технологий, поглощает фотоны света и превращает их в электрический заряд. Величина заряда пропорциональна количеству фотонов света, которые получил фотодиод. Каждый фотодиод участвует в формировании элемента изображения (пикселя). Заряд каждого пикселя считывается малощумящей электроникой и превращается в цифровые данные, которые передаются в видеопроцессор.

Предполагаемые области применения исследуемого детектора: медицина (лучевая диагностика), промышленный неразрушающий контроль, научные исследования.

Дизайн фотосенсора, сочетающий высокое разрешение, соответствующее размеру пикселя 50 микрон, и интеграцию АЦП на кристалле, гарантирует высокую скорость и низкие уровни шумов.

Использование устойчивого к рентгеновскому излучению КМОП-сенсора, дополнительной защиты на ВОП (волоконно-оптической пластине) и оптимально подбираемого сцинтиллятора обеспечивают возможность применения детектора в широком диапазоне режимов экспонирования.

Регулируемое до 30 с время экспозиции обеспечивает получение детектором оптимальной дозовой нагрузки.

Внешний вид детектора НК1215 показан на рисунке 1. Необходимо отметить, что в настоящее время наиболее полно в методическом плане цифровая радиография определена

стандартом ISO 17636-2 «Неразрушающий контроль сварных соединений. Радиографический контроль. Технологии просвечивания рентгеновским и гамма-излучением на цифровые детекторы» [2]. В стандарте определены три параметра, которые оценивают качество контроля сварных соединений.

Таблица 1.

Основные характеристики детектора.

Размер и шаг пикселя, мкм	50
Рабочая область, мм	114 × 145
Матрица изображения, пикселей	2300 × 2900
Скорость преобразования, кадров/с	до 9
АЦП, бит	14
Варианты устанавливаемых сцинтилляторов:	Gd ₂ O ₂ S:Tb (GOS) Gd ₂ O ₂ S:Tb (GOS) CsI 200-600 мкм,
Скорость считывания, кадр/с	8
Видеорежим, кадров/с	15
Диапазон анодных напряжений источника рентгеновского излучения, кВ	15-400
Температура эксплуатации, °С	10 ... + 45
Пылевлагозащищенность	IP54 по ГОСТ 14254-96



Рис. 1. Внешний вид детектора НК1215.

Во-первых, это нормализованное отношение сигнал/шум, SNR_N . Величина этого отношения характеризует экспозицию при проведении контроля. Определяется по полученному изображению с использованием специальной программы [5] и является аналогом показателя «оптическая плотность» для случая использования пленки.

Во-вторых, чувствительность контроля, которая может оцениваться по проволочному или по ступенчатому с отверстиями ИКИ.

В-третьих, базовое пространственное разрешение цифрового изображения, SR_b , определяемое по результатам анализа изображения дуплексного ИКИ. Удвоенное значение SR_b определяет нерезкость полученного изображения.

С учетом совокупности этих параметров стандартом установлены два класса радиографического контроля. Класс *A* – основной контроль, и класс *B* – улучшенный контроль. Для каждого из этих классов, в зависимости от основы и толщины

контролируемого материала, определены допустимые минимальные значения SNR_N и максимальные значения чувствительности контроля и нерезкости изображения.

В связи с этим оценка качества изображений при цифровой радиографии, руководствуясь только требованиями ГОСТ 7512-82, является неполной.

Выборочное сравнение значений чувствительности, приведенное в таблице 1 показывает, что класс А по ISO 17636-2 соответствует, а в ряде случаев превосходит 1-ый класс по ГОСТ 7512-82 [6].

В качестве источника излучения использовался острофокусный аппарат РИ-160.

Программа исследований включала в себя:

- определение диапазона контролируемых толщин по стали и оценка достигнутых показателей качества контроля; условия просвечивания - максимальное $U=160$ кВ; $I=1$ мА; $F=260$ мм, максимальное время экспозиции – 30 с. Значения анодного напряжения для конкретных толщин выбирались с учетом требований стандарта [2].

- получение и оценка качества изображений сварных соединений трубопроводов.

Использовались стальные канавочные и проволочные эталоны чувствительности по ГОСТ7512-82, проволочные и дуплексный ИКИ по EN 462-5 и наборы стальных пластин.

Таблица 1.

Сравнение экспериментальных данных по чувствительности контроля с требованиями стандартов

Радиационная толщина, мм	Чувствительность контроля, мм						
	Полученная,		Требуемая по классу чувствительности ГОСТ 7512-82			Требования ISO 17636-2:2013(E)	
	по про- волочному эталону	по канавоч- ному эталону					
			1	2	3		
1 / 13	0,05	0,1	0,10	0,10	0,20	0,063(D18)	0,05(D19)
3 / 11	0,08	0,1	0,10	0,10	0,20	0,10(D16)	0,080(D17)
5 / 13	0,1	0,1	0,20	0,20	0,32	0,125(D15)	0,10(D16)
10 / 14	0,16	0,2	0,20	0,32	0,40	0,20(D13)	0,16(D14)
15 / 22	0,16	0,2	0,32	0,40	0,50	0,25(D12)	0,20(D13)
20 / 30	0,2	0,2	0,32	0,40	0,50	0,32(D11)	0,20(D13)
25 / 30	0,4	0,2	0,40	0,50	0,63	0,32(D11)	0,25(D12)
30 / 30	0,80	0,3	0,40	0,50	0,63	0,40(D10)	0,25(D12)
35	не провод.	0,6	0,50	0,63	0,75	0,63(D9)	0,32(D11)

Для обеспечения требуемой для комфортного визуального анализа яркости изображения использовалось программный комплекс "Диада"

По первому этапу проведены исследования на толщинах по стали от 1 мм до 30мм, р результаты исследований представлены в таблицах 1 и 2.

Величина нормализованного отношения сигнал/шум измерялась в соответствии с требованиями [2].

Таблица 2.

Сравнение экспериментальных данных базового пространственного разрешения цифрового изображения, SR_b и нормализованного отношения сигнал/шум, SNR_N с требованиями стандарта ISO 17636:2013(E)

Радиационная толщина, мм	SR_b мм			SNR_N		
	Полученное, При оптимальных кВ	Требуемое по ISO 17636-2:2013(E)		Получен ное,	Требуемое по ISO 17636:2013(E)	
		Класс А	Класс В		Класс А	Класс В
Время экспозиции, с						
1 / 13	0,05(D13) /96	0,05(D13)	0,04(D13+)	109	70	120
3 / 11	0,08(D11)/100	0,10(D10)	0,05(D13)	99,9	70	120
5 / 13	0,063(D12)/120	0,10(D10)	0,063(D12)	95,5	70	120
10 / 14	0,08(D11)/130	0,13(D9)	0,08(D11)	81	70	120
15 / 22	0,10(D10)/160	0,16(D8)	0,10(D10)	74	70	120
20 / 30	0,10(D10)/160	0,16(D8)	0,10(D10)	60	70	100
25 / 30	0,10(D10)/160	0,16(D8)	0,10(D10)	34	70	100
30 / 30	0,16(D8)/160	0,20(D7)	0,10(D10)	20	70	100
35	не проводился	0,20(D7)	0,10(D10)	-	70	100

Из полученных результатов контроля пластин в диапазоне толщин 1 – 30мм следует:

- качество цифровых изображений по совокупности показателей в диапазоне толщин 1 -15 мм соответствует классу А по ISO 17636-2;
- основным критическим показателем является отношение сигнал/шум, SNR_N ;
- для достижения приемлемых показателей по толщинам 20 мм и более требуется использование рентгеновского излучения с энергией до 200 кВ.

Работы по второму этапу проводились с использованием данных, рассмотренных ранее. Были получены цифровые и, для сравнения, плёночные на плёнку D7 изображения

участков следующих сварных соединений: Ф14х2, 16х2,5мм, 25х2, 36х2,5, 57х3,5мм, Ф70х3 мм, Ф90х5 мм, Ф108х4 мм, Ф159х8мм. Использовались проволоочный и дуплексный проволоочный ИКИ для измерения общей нерезкости изображения (EN 462-5).

Необходимо отметить, что величина минимального фокусного расстояния, определённая по ISO 17636-2 для Ф14х2 - Ф 57х3 более чем в 2 раза меньше определённой по ГОСТ 7512-82 даже для класса В.

Из полученных результатов контроля сварных образцов следует:

- наблюдается уменьшение времени экспозиции при цифровой радиографии по сравнению с плёночной до 10 раз;
- размер рабочей области детектора 114 × 145 мм в полном объёме обеспечивает контроль кольцевых сварных соединений внешним диаметром до 100 мм;
- качество цифровых изображений по совокупности показателей соответствует классу А по ISO 17636-2;
- при увеличении экспозиционной дозы возможно улучшение соотношения SNR.

Литература.

1. Усачёв Е. Ю., Усачёв В. Е, Гнедин М. М., Валиков В. В. Точинский Е. Г, Чахлов С. В. Громов А. Ф. Комплекс цифровой радиографии для ревизии сварных соединений действующих трубопроводов. Контроль. Диагностика 2014, №6, стр.60-64.
2. International standard ISO 17636-2:2013 Non-destructive testing of welds – Radiographic testing – Part 2: X- and gamma-ray techniques with digital detectors.
3. Патент RU 140 590 Переносная система цифровой радиографии / Усачев В. Е., Гнедин М. М., Громов А. Ф.
4. Проспект компании ООО «НТЦ-МТ». Динамический рентгеновский детектор высокого разрешения.
5. Чахлов С. В. Программный комплекс «Диада 4.6». Описание и инструкция по эксплуатации. М., "МИРЭА", 2010 г. – 99 с.: ил.
6. ГОСТ 7512-82 «Контроль неразрушающий. Соединения сварные. Радиографический метод».

ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ СОЗДАНИЯ МОЩНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

***Игнатъев Д. Н., Малышев В. В., Таубин М. Л., Чесноков Д. А., Ясколко А. А.
(ФГУП НИИ НПО «Луч»)***

В докладе рассмотрены технологические особенности изготовления металлокерамических рентгеновских трубок с вращающимся анодом и их комплектующих.

Ключевыми элементами конструкций мощных рентгеновских трубок, являются анод (теплоемкостью до 7 МНУ), с узлом вращения и катодная головка. Конструкции этих элементов во многом и определяют геометрические и массогабаритные характеристики рентгеновских трубок и излучателей.

В работе рассмотрены две конструкции анодов, одна из которых является традиционной для мощных рентгеновских трубок и представляет собой молибденовый диск

с фокусной дорожкой из сплава W-Re и графитовым аккумулятором, вторая конструкция отличается отсутствием молибденовой основы, при этом фокусная дорожка формируется непосредственно на графите. Описаны основные технологические операции, используемые при производстве обеих конструкций анодов.

Также рассмотрены конструкции плоских катодов, обеспечивающие высокие эмиссионные токи, приведены результаты испытаний таких катодов и рассмотрены основные технологии их изготовления.

ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ НОВОЙ ОТЕЧЕСТВЕННОЙ ТЕХНИКИ ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ

***Красильников С. Б., Пантелеев В. А., Петров Р. Б. (ООО «Синтез НПФ»),
Шмелев А. Ю. (ООО «Авконт»)***

Сегодня эффективный рентгеноконтроль качества изделий и материалов проводится с использованием малогабаритных рентгеновских аппаратов постоянного потенциала, которые успешно работают с современными высокочувствительными цифровыми средствами регистрации, что позволяет работать при малых мощностях излучения и, соответственно, с малыми размерами фокусных пятен. Команда специалистов ООО «Синтез НПФ» на протяжении многих лет занимается разработкой, проектированием и производством новых рентгеновских аппаратов, которые по своим техническим характеристикам не уступают, а в ряде случаев превосходят импортные аналоги, при этом выгодно отличаясь от них по стоимости приобретения и сервиса.

Сегодняшняя, к сожалению, практически на 90% импортная элементная база и современные отечественные конструктивные и технологические решения позволяют создавать новые, в существенной степени, унифицированные между собой, модели рентгеновских аппаратов.

Однако самым узким местом на пути прогресса аппаратостроения являются сегодня рентгеновские трубки отечественного производства. Как известно, если на рынке отечественных рентгеновских аппаратов работает конкуренция между разработчиками и производителями, то в части разработок и производства отечественных рентгеновских трубок мы наблюдаем полную монополизацию рынка и потому застой в процессе совершенствования рентгеновских приборов. Так, поставленная ещё в начале 80-х годов прошлого века задача разработки и освоения производства высоковольтных (100÷450 кВ) металлокерамических трубок, хотя бы и путём копирования западных образцов, не решена совершенно, и даже не освоен ремонт импортных трубок. Отсутствуют собственные работоспособные модели хотя бы и уступающие импортным по своим эксплуатационным характеристикам.

В результате пользователь обречён в сегодняшней кризисной ситуации за очень высокую цену все равно закупать импортные аппараты с анодным напряжением 300 кВ и выше. Отечественным же разработчикам иногда приходится действовать скорее по поговорке — «новое – это хорошо забытое старое», создавая новые модели с использованием старых, но модифицированных рентгеновских трубок.

При отсутствии действенной конкуренции внутри страны на рынке рентгеновских трубок явно приближается время, когда трубки китайского производства и по ассортименту, и по качеству догонят, а затем, возможно и превзойдут российские. Там, конечно, государство существенно и регулярно инвестирует в развитие производства рентгеновских приборов.

Всё же кое-какие позитивные сдвиги в ассортименте отечественных трубок происходят. К тому же случившиеся в этом году изменения курса рубля этому способствуют и нам важно воспользоваться этими новыми возможностями, предлагая на рынке модели по низким валютным ценам, и в этом АО «Светлана-Рентген» со своими стеклянными трубками по относительно низким ценам нам помогает.

Так, разработанные нами портативные полевые аппараты семейства 0,3 СБК, ныне выпускаются в модификациях с анодным напряжением на 160, 200 и 250 кВ с величиной постоянного регулируемого тока анода до 3 мА, с прямой и панорамной диаграммами излучения. Они предназначены для контроля качества сварных соединений труб малого и среднего диаметра, запорной арматуры, резервуаров, корпусов судов. Специально для климатических условий нашей страны разработана модификация с индексом «С» (северная), предназначенная для работы при температурах вплоть до -40°C . Модификация с индексом «РК» обеспечивает удобное и надёжное управление по радиоканалу. Аппараты состоят из моноблока, блока питания и управления (БПУ), пульта дистанционного управления (ПДУ), соединённых морозостойкими кабелями со специальными разъёмами, и могут комплектоваться оригинальными вспомогательными устройствами и аксессуарами. Моноблоки выполнены в герметичных маслonaполненных корпусах цилиндрической формы, внутри которых размещаются высоковольтный источник и рентгеновская трубка. Вес моноблоков $5 \div 8$ кг в зависимости от модели.



Рис. 1. Моноблоки портативных полевых рентгеновских аппаратов 0,3 СБК 160 С, 0,3 СБК 200 С и 0,3 СБК 250 С.

Регулярно общаясь с пользователями, мы поняли острую потребность их в специальных аксессуарах. Так, для крепления на трубах разработаны и применяются приспособления – ремненное устройство, которое позволяет крепить моноблок на трубах из

немагнитных сплавов, а также на трубах с тепло- и гидроизоляцией. Запатентованное универсальное магнитное устройство крепления на трубу позволяет надёжно и мгновенно крепить моноблок на стальных трубах с диаметром от 159 мм.

Для крепления моноблоков на трубах с диаметром от 40 до 133 мм разработано устройство, устанавливаемое и снимаемое одной рукой.

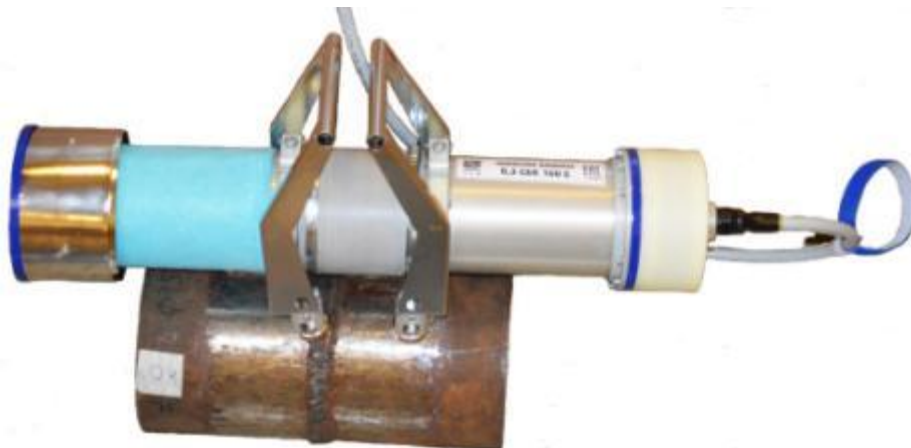


Рис. 2. Моноблок аппарата 0,3 СБК 160 С, установленный на стальной трубе с помощью запатентованного магнитного устройства крепления. На моноблок установлено автономное устройство охлаждения испарительного типа (слева), муфта-коллиматор (по центру).



Рис. 3. Моноблок аппарата 0,3 СБК 160 С, установленный на трубе диаметром 50 мм с помощью специального оригинального устройства с зажимом.

Фотоштатив с телескопическими магнитными опорами предназначен для крепления на вертикальных и потолочных стальных поверхностях, основное применение - судпром. Тележка-центратор зонтичного типа – для быстрого и точного позиционирования и перемещения моноблока панорамного аппарата внутри трубы. Для работы в условиях жаркого климата разработаны новые компактные устройства охлаждения. Для снижения на порядок уровня рассеянного излучения вокруг места просвечивания мы предлагаем использовать лёгкую муфту-коллиматор.

Герметичные блоки питания и управления (БПУ) имеют малые габариты и вес (3,9 кг) и оснащены системой дистанционного управления проводного типа либо системой управления по радиоканалу.

Аппараты могут питаться как от источника переменного тока напряжением 100-240 В, так и от аккумуляторного источника автономного питания (ИАП) напряжением 24 В (это позволяет безопасно работать внутри металлических конструкций) или от автомобильного аккумулятора через наш блок преобразователя 12/24 В. Микропроцессор аппарата обеспечивает простое безошибочное управление всего лишь тремя кнопками, а также функцию автоматической тренировки трубки и функцию дистанционного управления по интерфейсу RS-485, что позволяет без доработки использовать аппарат в любых автоматизированных системах контроля, в том числе рентгентелевизионных.

Современные средства вычислительной техники в настоящее время позволяют значительно повысить эффективность цифровой радиографии. Важной и востребованной в отечественной промышленности сегодня является технология неразрушающего контроля узлов и механизмов с помощью средств рентгеновской цифровой томографии. Получаемые 2D и 3D изображения контролируемых объектов позволяют получить адекватную картину распределения дефектов внутри объекта, отклонения форм и размеров от заданных.

Разработанный совместно ООО «Синтез НПФ» и ООО «Авконт» прибор «ЦРТ – 270» является компьютерным томографом, предназначенным для осуществления контроля деталей и сборочных узлов методом рентгеновской вычислительной томографии. Конфигурация компьютерного томографа позволяет получать не только изображения срезов по высоте контролируемого объекта, но и одновременно осуществлять сканирование и реконструкцию объемного изображения. Система дает возможность манипулировать изображением: вращать, перемещать, изменять масштаб, отображать сечения внутри контролируемого объекта.



Рис. 4. Внешний вид томографической установки ЦРТ-270.

Размещение ЦРТ-270 в разборной рентгенозащитной кабине производства ООО «Синтез НПФ» и оснащение универсальным манипулятором разработки и производства ООО «Авконт» позволяет использовать установку в любых производственных помещениях, в том числе не предназначенных в соответствии с Основными санитарными правилами для работы с ИИИ, для неразрушающего контроля изделий сложной формы и весом до 300 кг. Благодаря надёжной автоматизации и защите, эксплуатировать такую установку может инженерный персонал, не имеющий допуска по группе «А» для работы с ИИИ. Это позволит эффективно эксплуатировать такой томограф, например, в учебных центрах при вузах.

ВНЕШНЯЯ ФОКУСИРОВКА МОЩНОГО ИМПУЛЬСНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ.

Бегидов А.А.(СПбГУТ), Фурсей Г.Н.(СПбГУТ), Поляков М.А. (СПбГУТ)

В докладе излагаются последние результаты по применению поликапиллярной оптики к мощным импульсным наносекундным рентгеновским аппаратам с целью эффективной внешней фокусировки импульсного рентгеновского излучения. Приводятся данные по фокусировке рентгеновского пятна и рентгеновские изображения экспериментов. Результаты исследований показывают высокую эффективность внешней фокусировки рентгеновского излучения для случая мощных наносекундных рентгеновских источников.

Основным затруднением, влияющим на качество рентгеновского изображения в импульсных рентгеновских аппаратах, является сравнительно большой размер рентгеновского пятна (1 – 2 мм)[1]. В импульсных рентгеновских трубках, работающих на основе взрывной электронной эмиссии (ВЭЭ) из нанокластеров углерода(графенов, нанотрубок, полиакрилонитрильных нитей), уменьшение пятна внутри объёма трубки с использованием электростатической и магнитной фокусировки оказывается сложным вследствие малых расстояний катод – анод.

Наиболее привлекательной является непосредственная фокусировка рентгеновского излучения на выходе из рентгеновской трубки. Такая возможность в принципе открывается при использовании поликапиллярной рентгеновской оптики, предложенной в [2-4].

Рентгеновский луч, проходя через разные среды, практически не отклоняется от своего первоначального направления, так как коэффициент его преломления близок к единице ($n < 1$). Проходя через поликапиллярную линзу, рентгеновский луч за счёт полного внешнего отражения многократно отражается от внутренних стенок узкого канала капилляра и выходит в заданном направлении. Используя многоканальную систему тонких изогнутых под определённым углом капилляров, оказывается возможным, направить излучение по определённой траектории и на выходе собрать его в области фокуса. Высокая отражательная способность имеет место при скользких углах падения. Существует максимальный предельный угол, при котором имеет место полное внешнее отражение, называемый критическим углом отражения θ_c [5].

Для фокусировки нами использовалась стеклянная поликапиллярная полулинза с диаметром каналов 0,5 мм. Полулинза представляет собой поликапиллярную систему с односторонним фокусом. Принцип внешней фокусировки мощного импульсного рентгеновского излучения показан на рис. 1. Продвигая визуализатор, с определённым шагом, вдоль оптической оси поликапиллярной полулинзы, было установлено, что рентгеновский пучок, выходящий из полулинзы (рис.1), является сходящимся и имеет область наивысшей интенсивности в фокусе полулинзы. Было проведено два эксперимента по определению размера сфокусированного пятна. В экспериментах использовалось два типа рентгеновских импульсных трубок- прострельная рентгеновская и трубка с острым антикатодом (рис. 2, рис. 4.). Ток в рентгеновских трубках в промежутке катод-антикатод в зависимости напряжения достигал от нескольких десятков до 200А. Импульсное напряжение на трубке варьировалось от 20 до 150 кВ. В качестве источника высокого напряжения использовался наносекундный генератор с длительностью высоковольтного импульса 10 нс.

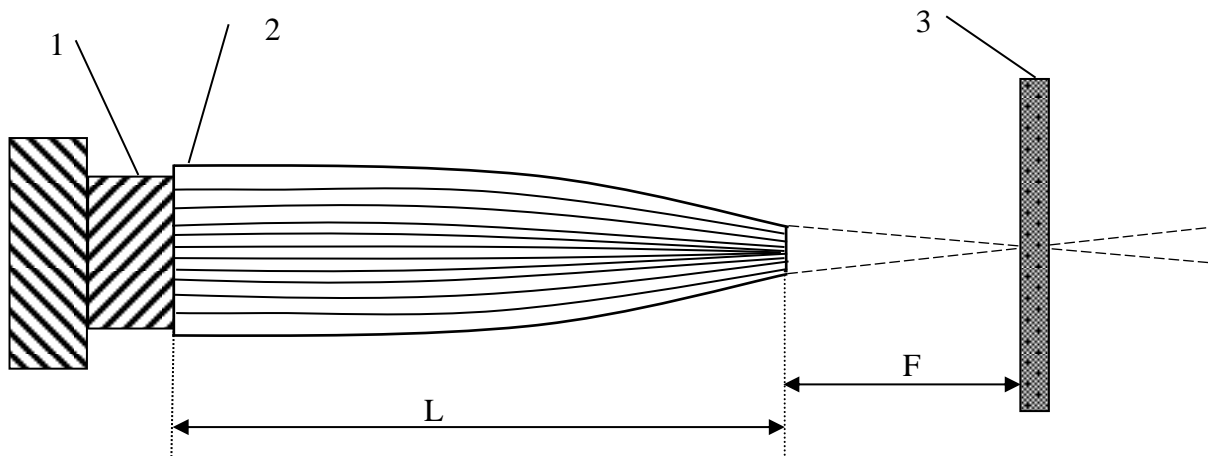


Рис. 1. Принцип внешней фокусировки мощного импульсного рентгеновского излучения:
 1- головная часть рентгеновской трубки; 2- поликапиллярная полулинза;
 3 - визуализатор

Рентгеновская трубка с прострельным антикатодом, или «прострельная трубка» - представляет собой рентгеновскую трубку в которой в качестве мишени для электронов использовалось выходное окно из бериллия, на которое с внутренней стороны нанесен микронный слой вольфрама, являющийся антикатодом.

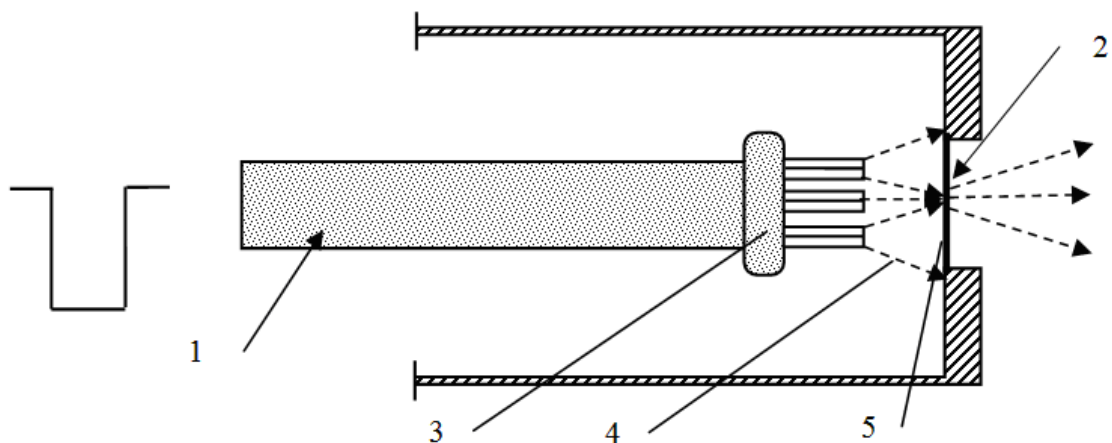


Рис.2. Прострельная импульсная рентгеновская трубка. 1- высоковольтный ввод, 2- рентгеновское пятно(размер практически равен размеру окна), 3- многоострый катод (углеродные нити), 4- электронный пучок, 5- выходное окно трубки, оно же анод.

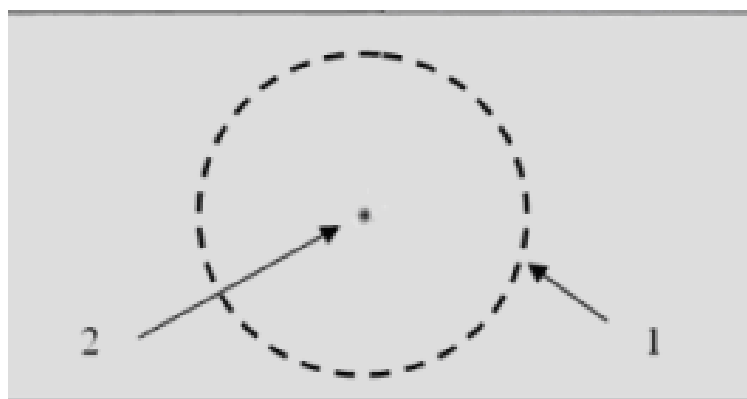


Рис.3. 1- Диаметр исходного пятна (11 мм), 2- сфокусированное пятно(0,5mm).

Размер рентгеновского пятна на окне составлял 11 мм. В точке фокуса полулинзы было получено пятно диаметром 0.5 мм. Результаты измерений приведены на рис. 3. Во втором эксперименте использовалась рентгеновская трубка с острым антикатодом (рис.4.). Было достигнуто сжатие пятна в 2 раза (рис.5.): Благодаря тому что значительная часть импульсного рентгеновского излучения собирается в точке фокуса, на этой маленькой площади формируется область высокой интенсивности импульсного рентгеновского излучения.

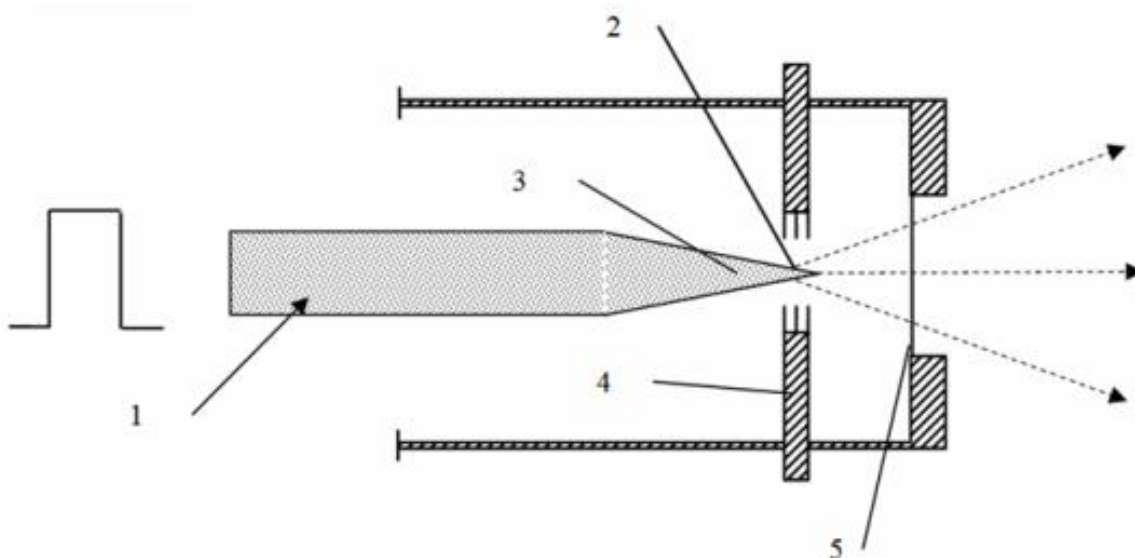


Рис. 4. 1- высоковольтный ввод, 2- область формирования рентгеновского пятна, 3- анод (вольфрамовый стержень), 4- катод (пучок полиакрилонитрильных нитей), 5- выходное окно трубки(выполнено из бериллия (Be)).



Рис.5. 1- исходное пятно(1,2mm), 2- сфокусированное пятно(0,6mm);

Дополнительная оценка эффективности фокусировки осуществлялась с помощью проведения сравнительной дозиметрии рентгеновского излучения на фиксированном расстоянии. Было проведено два сравнительных измерения дозы - непосредственно с применением полулинзы (в точке фокуса) и без неё на том же расстоянии от источника излучения. Как показали эксперименты, измеренная в точке фокуса доза оказывается приблизительно в 3 раза выше, чем без использования фокусировки, несмотря на потери, которые имеют место при прохождении рентгеновского пучка через капилляры полулинзы.

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что внешняя фокусировка мощных импульсных рентгеновских источников наносекундного диапазона является перспективной и может применяться во многих областях науки и техники (в радиационной терапии, рентгеновской радиографии, дефектоскопии и других областях).

Литература.

1. Г.Н. Фурсей, Е.А. Пеликс, "Импульсная медицинская рентгеновская техника нового поколения", Практическая Силовая Электроника №44(4) (2011г), с. 47-51.
2. М. А. Кумахов, патент "Устройство для формирования направленного пучка рентгеновского излучения", Патент №2348996, 10. 03. 2009г.
3. М. А. Kumakhov, "X-ray and capillary optics", Proceedings SPIE, volume 4765, pp. 170-182 (2001).
4. V. A. Arkadiev, D. I. Gruev, M. A. Kumakhov, "X-ray lens for forming quasiparallel beam", Optics of Beams, pp.27-32 (1993).
5. Г.Н. Фурсей, И.А. Дмитриев, Я.Б. Скуратник, А.А. Бегидов, А.А. Кумахов, "Возможность фокусировки мощных наносекундных импульсов рентгеновского излучения", Практическая силовая электроника, №2(46) 2012 г., pp 50-55 (2012).

РЕЗУЛЬТАТЫ ВНЕДРЕНИЯ МАЛОДОЗОВЫХ МЕТОДИК ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ

Камышанская И. Г. (СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница»)

Переход работы в рентгеновских кабинетах с аналоговых на цифровые рентгеновские аппараты открыл возможности снижения лучевых нагрузок на пациентов. Были разработаны и внедрены малодозовые методики рентгенологического исследования: импульсная рентгеноскопия с цифровой рентгенографией для контрастного исследования пищевода, желудка и 12-ти перстной кишки (иследование желудка); цифровая ирригоскопия для контрастного исследования толстой кишки; цифровая рентгенография органов грудной клетки (ОГК) с "виртуальным растром"; цифровая флюорография ОГК в режиме жёсткой съёмки.

Материалы и методы. Исследования проводились в Городской Мариинской больнице на 3 цифровых рентгеновских аппаратах НИПК «Электрон» (Россия): АРЦ (аппарат рентгеновский цифровой) и ФЦ (флюорограф цифровой), КРТ (комплекс рентгеновский телеуправляемый).

Методики цифрового малодозового рентгенологического исследования желудка и толстой кишки были разработаны в больнице ещё в 2005 году. В последующие 10 лет методики внедрялись и улучшались [1, 2]. Для анализа доз, полученных пациентами в результате рентгеноскопии желудка и толстой кишки, были взяты 2 группы по 30 чел, обследованных по разработанным нами методикам и 2 группы контроля по 30 чел, которых обследовали врачи-рентгенологи в собственной модификации.

Цифровую рентгенографию ОГК без растра выполнили на аппарате АЦР – 50 чел, флюорографию проводили путем съёмки «жесткими лучами» (120 кВ) – 100 чел. Были проанализированы дозы на пациентов из групп контроля, которым цифровую рентгенографию ОГК осуществляли с растром при напряжении 80 кВ (50 чел), а цифровую флюорографию проводили при напряжении 100 кВ (100 чел).

Постпроцессорную (компьютерную) обработку полученных рентгеновских изображений проводили всегда. Это были: оптимизация динамического диапазона,

обострение контуров, фильтрация, увеличение объекта, изменение уровня и ширины окна яркостей.

Импульсную рентгеноскопию со скоростью 1,3; 2,5; 3 кадра/сек проводили на цифровом аппарате КРТ-Эксперт «Электрон». Минимальную скорость просвечивания 1,3 кадра/сек выбирали при ирригоскопии астеников и нормостеников. При исследовании желудка чаще применяли среднюю скорость 2,5 кадра/сек. Максимальную скорость 3 кадра/сек использовали при обследовании гиперстеников.

Исследование желудка состояло из 6 снимков и 9 сеансов рентгеноскопий, ирригоскопия состояла из 7 снимков и 8 рентгеноскопий. Рентгенографию проводили под контролем рентгеноскопии, при этом перед каждым снимком осуществляли прицеливание продолжительностью в среднем 5 сек. Моторно-эвакуаторную функцию желудка и толстой кишки оценивали при рентгеноскопии, продолжительность которой не превышала 10 сек. Среднее время исследования желудка составляло около 10 мин. Такое же время требовалось для выполнения ирригоскопии до момента опорожнения пациентом толстой кишки.

Результаты исследования: Анализ результатов дозиметрии рентгенологического исследования желудка и толстой кишки показал, что средняя доза за снимок брюшной полости у среднего пациента была 0,03 мЗв, средняя доза за кадр импульсной рентгеноскопии – 0,003 мЗв. В таблицах 1 и 2 представлены средние дозы пациентов за диагностическую процедуру при исследованиях, выполненных врачами рентгенологами с разным стажем работы в сравнении с собственными малодозовыми методиками.

Таблица 1.

Результаты анализа данных рентгеноскопии желудка

Стаж работы	Среднее количество снимков	Среднее количество кадров скопии	Средняя доза на аппарате, мЗв	Средняя доза за исследование, мЗв
Врач 1 года работы	11	82	2	2,3
Врач 3 года работы	9	68	1,2	1,5
Врач 8 лет работы	14	31	1,0	1,4
Собственная методика, 22 г.	6	25	0,7	0,9

Таблица 2.

Результаты анализа данных ирригоскопии

Стаж работы	Среднее количество снимков	Среднее количество кадров скопии	Средняя доза на аппарате, мЗв	Средняя доза за исследование, мЗв
Врач 1 года работы	19	41	3	3,6
Врач 3 года работы	17	25	1,3	1,8
Врач 8 лет работы	18	22	1,2	1,7
Собственная методика, 22 г.	7	20	0,7	0,9

*Дозы, представленные в табл. 1 и 2, усреднены, рассчитаны на среднего пациента массой 70±5кг.

Анализ таблиц 1 и 2 показал, что с повышением стажа работы врача рентгенолога уменьшается доза облучения пациента. Начинающие врачи, в сравнении с опытными специалистами, выполняли больше снимков (до 19), дольше проводили рентгеноскопию (до 80 кадров за сеанс). Врачи не обращали внимание на скорость рентгеноскопии, установленную по умолчанию на аппарате.

Разработанные нами малодозовые методики исследования ЖКТ включали 6-7 рентгенограмм, 20-25 среднее количество кадров рентгеноскопии, что более чем в 2 раза меньше, чем у других специалистов. Сравнивая средние дозы наших пациентов и пациентов врача рентгенолога первого года работы, то они были почти в 2,5 раза меньше при обследовании желудка и в 4 раза меньше при ирригоскопии.

Таким образом, методики малодозового рентгенологического исследования желудка и толстой кишки, благодаря соблюдению этапов исследования, сокращению количества снимков и кадров рентгеноскопии, оптимизации выполнения процедур по времени, позволили снизить лучевую нагрузку на пациента в 2,5-4 раза. Выполнение малодозовых методик контрастного исследования ЖКТ требует от врача рентгенолога чёткого знания последовательности этапов исследования, понимания значения каждого снимка и предварительной рентгеноскопии.

Рентгенография органов грудной клетки с физическим и виртуальным растром. Рентгенографию ОГК в прямой проекции, в положении пациента стоя, с растром и без него, выполняли на цифровом аппарате АРЦ-Электрон с напряжением на трубке 80 кВ [3]. Средняя доза за снимок с растром составила 0,067 мЗв в интервале от 0,036 до 0,1 мЗв. В случае выполнения цифровых снимков без растра средняя доза пациента была 0,02 мЗв в интервале от 0,006 до 0,06 мЗв. Колебания доз были обусловлены различием веса, роста и размеров грудной клетки пациентов. Средние дозы рассчитаны на среднего пациента весом 74 кг, ростом 169 см.

Рентгенограммы ОГК в прямой проекции, выполненные без физического (свинцового) растра, первоначально вызывали неприятие у врачей рентгенологов, что было связано с наличием вуали на снимке. Эти рентгенограммы были не столь контрастны и структурны в сравнении со снимками, выполненными с растром. Однако в процессе беседы с врачами выяснилось, что они не используют в своей работе при анализе снимков все возможности программ обработки изображения, особенно обострение контуров и фильтрацию для оптимизации изображения. Изучение возможностей постпроцессорной обработки и использование программ оптимизации изображения, позволили получить снимки лучшего либо подобного качества в сравнении со снимками, выполненными с физическим растром.

Таким образом, выполняя рентгенографию ОГК без свинцового растра, нам удалось уменьшить дозу облучения пациентов в 3,5 раза, не снизив диагностического качества снимка за счёт применения постпроцессорной компьютерной обработки (виртуального растра).

Режим жёсткой съёмки внедряли на цифровом флюорографе ФЦ-Электрон. В больнице аппарат работал при постоянном напряжении 100 кВ. На период исследования каждому пациенту вручную устанавливали напряжение 120 кВ. Флюорографию осуществляли в штатном режиме, при включенном автоматическом контроле экспозиции (АКЭ), с активными правым и левым датчиками, с малым фокусом (0,6 мм) и полной

фильтрацией 5 мм алюминия. Поле облучения рентгенолаборант устанавливал индивидуально для каждого пациента. Максимально возможный размер поля был 30x30 см. Результаты цифровой флюорографии ОГК в стандартном режиме (100 кВ) и жесткими лучами (120 кВ) представлены в таблице 3.

Таблица 3.

Дозы облучения пациентов обследуемых групп

Параметры	Пациенты группы контроля (100 чел) U-100кВ	***Стандартный пациент группы контроля	Мужчины группы контроля	Женщины группы контроля	Пациенты группы исследования жёсткой съёмкой (100 чел) U-120кВ
*ПДП, сГр*см ²	37±13,7 (12,9-79,8)	29,4±8,24 (20-53)	36,8±12,7 (18,4-79,8)	26,6±12,9 (12,9-58,6)	29±2,9 (13-62)
**РДУ для исследований ОГК, СПБ, сГр*см ²	48,8	48,8	48,8	48,8	48,8
Эффективная доза, мЗв	0,07±0,03 (0,03-0,14)	0,058±0,02 (0,03-0,12)	0,07±0,03 (0,04-0,14)	0,054±0,05 (0,01-0,1)	0,058±0,006 (0,018-008)
РДУ для исследований ОГК, СПБ, мЗв	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1

*ПДП – произведение дозы на площадь, **РДУ – референтный диагностический уровень для Санкт-Петербурга [4], *** стандартный пациент имел вес 70±5 кг.

Для всех пациентов были определены дозиметрические характеристики: произведение дозы на площадь (ПДП, сГр*см²) и эффективная доза (ЭД, мЗв). ПДП определяли с помощью клинического дозиметра ДРК-1. Эффективную дозу рассчитывали с помощью компьютерной программы РСХМС (STUK, Финляндия) [4,5], где использовали значения роста и массы тела пациентов, ПДП, либо считали по формуле ЭД=ПДПх0,002.

Из таблицы 3 видно, что режим жёсткой съёмки позволяет уменьшить ПДП в среднем на 8 сГр*см² (22%), а ЭД уменьшить на 0,012 мЗв (20%).

Выводы:

1. Непрерывная рентгеноскопия, как высокодозовая методика, должна быть исключена из практики. Скорость импульсной рентгеноскопии врачу рентгенологу следует подбирать в зависимости от целей исследования.

2. Предложенные малодозовые методики рентгенологического исследования желудка и толстой кишки, позволяют снизить дозу пациента в 2,5 и 4 раза, соответственно.

3. При цифровой рентгенографии ОГК без растра облучение пациента снижается в 3,5 раз.

4. Цифровую флюорографию ОГК рекомендуется проводить в режиме жёсткой съёмки (U – 120кВ), чтобы снизить дозу пациента на 22%.

5. С целью уменьшения количества повторных снимков и повышения точности рентгеновской диагностики необходимо использовать весь арсенал цифровой постобработки, представленной в АРМ рентгенолога.

Литература.

1. Камышанская И. Г., Черемисин В. М. Методика исследования верхнего отдела желудочно-кишечного тракта на отечественном цифровом телеуправляемом рентгеновском аппарате / Медицинская визуализация, 2006, №3, С.60-64.
2. Камышанская И. Г., Черемисин В. М. Методика первичного двойного контрастирования при рентгенологическом исследовании толстой кишки на цифровом телеуправляемом аппарате «КРТ-Электрон» / Невский радиологический форум, 2007, СПб, С.223-224.
3. Камышанская И. Г., Черемисин В. М., Перепелицина Н. В. Оптимизация радиационной защиты путём устранения отсеивающего раstra в цифровой рентгенографии / Радиационная гигиена, Том 8, №2, 2015, №. С.19-24.
4. Водоватов А. В., Кальницкий С. А., Балонов М. И., Камышанская И. Г. К разработке референтных диагностических уровней облучения пациентов в отечественной рентгеновской диагностике / Радиационная гигиена. Т. 6, № 3. 2013. С. 29-36.
5. Tapirovaara M., Siiskonen T. PCXMC 2.0 User guide. STUK-TR7 / Helsinki, STUK, 2008.

НОВЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ ЗАО «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН» ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ (2014-2015 гг.)

Баклин А.С., Курбанов В.Р., Куликов Н.А. (ЗАО «Светлана-Рентген»)

За длительный период работы ЗАО «Светлана-Рентген» номенклатура выпускаемых рентгеновских трубок непрерывно расширялась в зависимости от потребностей. В современном мире огромное значение приобрели методы неразрушающего контроля. ЗАО «Светлана-Рентген» старается идти в ногу со временем, разрабатывая новые рентгеновские трубки, удовлетворяющие всем современным требованиям. На заводе производится более 150 наименований рентгеновских трубок, охватывающие все области применения рентгеновской аппаратуры [1].

Огромное количество людей пользуются общественным транспортом и проблема обеспечения безопасности пассажиров всегда была одной из самых важных. Основным способом обеспечения безопасности является досмотровый контроль багажа. Для этих целей была разработана рентгеновская трубка 0,3БПМ65-200 (рис.1). Данная трубка предназначена для установки в досмотровые комплексы. Щелевой выход рентгеновского излучения, повышенное рабочее напряжение, уменьшенный фокус и схожие габариты позволяют ей стать хорошей заменой 0,32БПМ35-160, которая получила очень широкое распространение в этой области применения. Углом раствора рабочего пучка в плоскости перпендикулярной оси трубки $84^{\circ}30'$. Режим работы — длительный, с размером фокусного пятна $0,6 \times 0,6$ мм. Особенностью данной рентгеновской трубки является медно-вольфрамовая анодная головка, обеспечивающая дополнительную защиту от неиспользуемого рентгеновского излучения, что позволяет значительно уменьшить толщину свинцовой защиты итогового аппарата а, следовательно, габариты и вес.

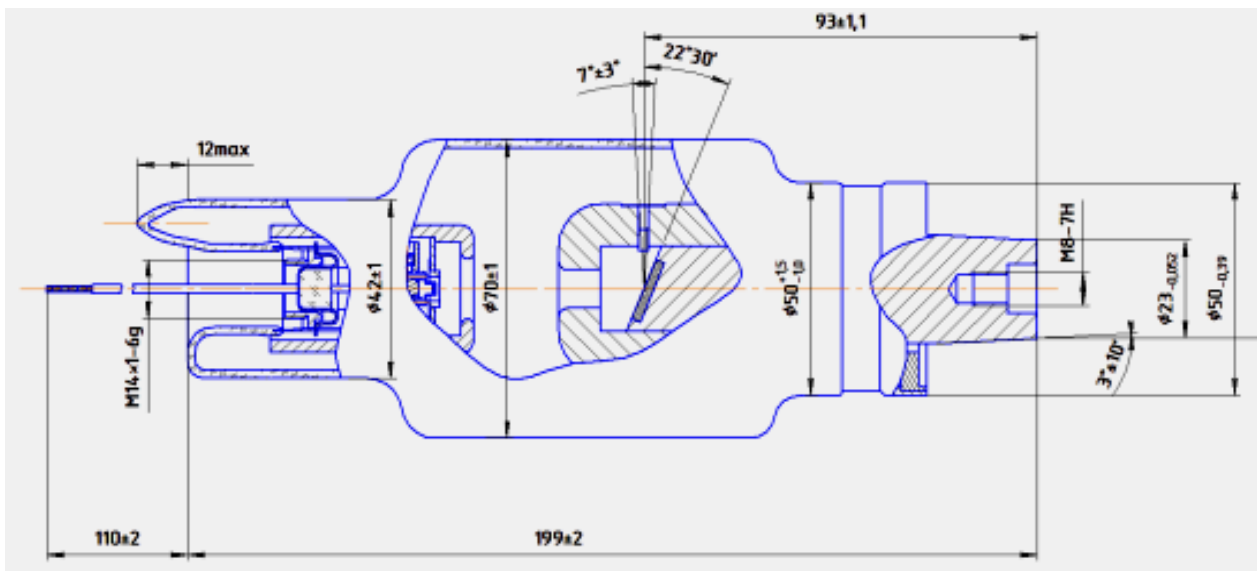


Рис. 1 Рентгеновская трубка 0,3БПМ65-200 (2 к.и.).

Использование «внешнего» анода, вынесенного из вакуумного объема трубки, является эффективным приемом при решении целого ряда задач с использованием рентгеновского излучения. Расположение мишени анода на торце длинной анодной трубы малого диаметра позволяет вплотную подвести фокусное пятно к диагностируемому объекту. Это особо важно при рентгенографии электронных компонентов, где необходимо большое увеличение изображения объектов. Для этих целей была разработана рентгеновская трубка отпаянного типа БС16, с вынесенным анодом и прострельной мишенью (рис. 5). Благодаря электростатической и электромагнитной фокусировке возможно получение фокусного пятна менее 10-и мкм. Рабочее напряжение трубки с магнитной фокусировкой 150 кВ, номинальная мощность 7,5 Вт.

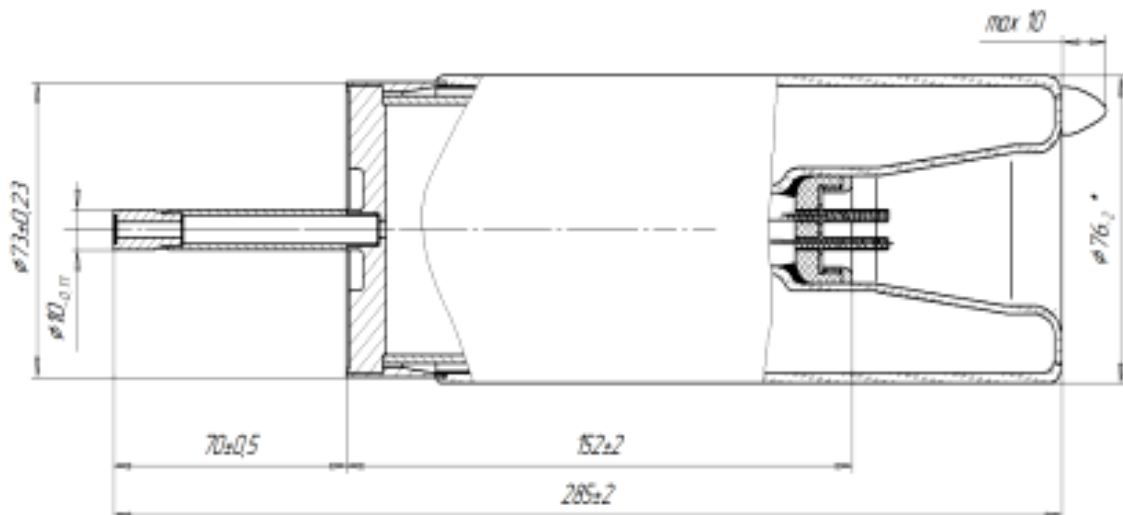


Рис. 2 Рентгеновская трубка БС16 (3 к.и.).

Для определения подлинности картин была разработана рентгеновская трубка БП2 – 90 III с вынесенным анодом и боковым выходом рентгеновского излучения (рис. 4). Возможность получения фокусного пятна 200 мкм при мощности 10 Вт с электростатической фокусировкой и 40 мкм при 5 Вт с помощью магнитной фокусировки делает БП2 – 90 идеальным выбором для решения данных задач.

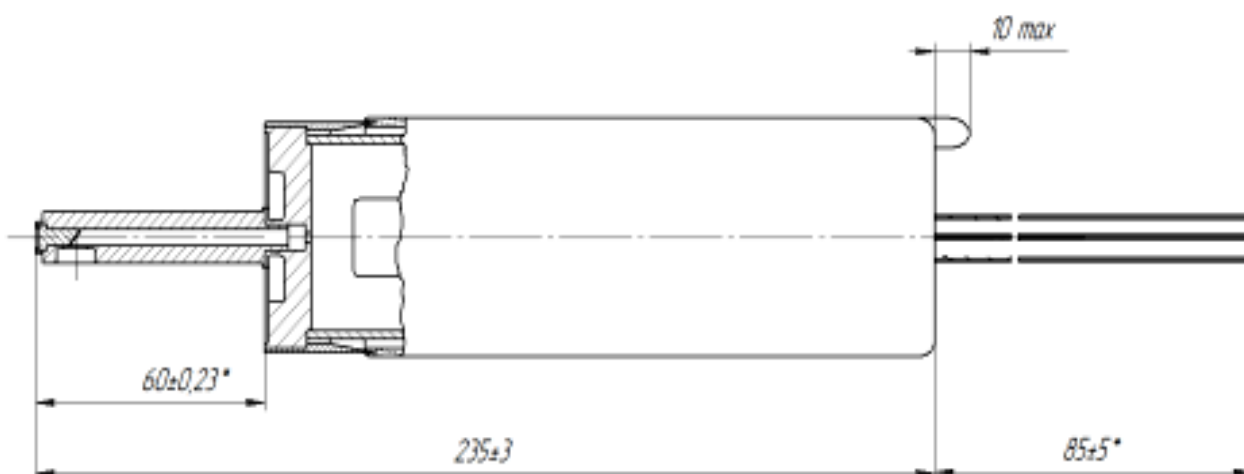


Рис. 3 Рентгеновая трубка БП2-90 (3 к.и.).

Семейство рентгеновских трубок для промышленного просвечивания пополнилось несколькими малогабаритными приборами: трехэлектродной 0,2БПМ64-200 II (рис. 4), с направленным боковым выходом рентгеновского излучения и 1,3БПК24-320 с панорамным выходом рентгеновского излучения, с вынесенным анодом (рис. 5).

Разработана на основе рентгеновских трубок 0,2БПМ64-200 и БС6 для ЗАО «Элтех-Мед» (Россия), 0,2БПМ64-200 II является достаточно универсальной из-за наличия электростатической фокусировки, которая осуществляется подачей отрицательного напряжения на фокусирующий электрод. С эффективным фокусным пятном 0,5 мм, номинальная мощность трубки не более 100 Вт. С эффективным фокусным пятном 100 мкм, номинальная мощность не более 5 Вт. В ходе экспериментов на трубке был получен фокус 70 мкм. Режим работы повторно-кратковременный. Продолжительность нагрузки – 20 с, продолжительность перерыва – 300 с. При эксплуатации трубки без электростатической фокусировки, размер эффективного фокусного пятна 1,5 мм.

Особенность 1,3БПК24-320 – вынесенный анод с панорамным выходом рентгеновского излучения. Трубка является аналогом Lohmann model 300/5 NRF (ICM C3005/A; ICM 3003/5) и используется при просвечивании толстостенных труб газо- и нефтепроводов. Размер эффективного фокусного пятна трубки, установленной в излучатель – 5 мм, а угол выхода рабочего пучка рентгеновского излучения $40^\circ \times 360^\circ$.

Рентгеновские трубки поставляются внутри страны, а 1,3БПК24-320 также поставляется на экспорт в Китай.

Потребности алмазодобывающей отрасли требуют непрерывного совершенствования технологии рентгенолюминесцентной сепарации. В связи с этим было создано множество сепараторов для доводки сухих алмазосодержащих концентратов, последний из которых использовал рентгеновскую трубку БСВ29-W. Но в процессе испытаний выяснилась необходимость увеличения значения мощности рентгеновской трубки, а также увеличения значения анодного напряжения и анодного тока. Это послужило причиной разработки рентгеновской трубки БХВ23 (рис. 6). к её особенностям можно отнести наклонный анод, боковым выходом рентгеновского излучения. Трубка работает в непрерывном режиме с отрицательным напряжением более 70 кВ, подаваемым на катод и номинальной мощностью 3 кВт.

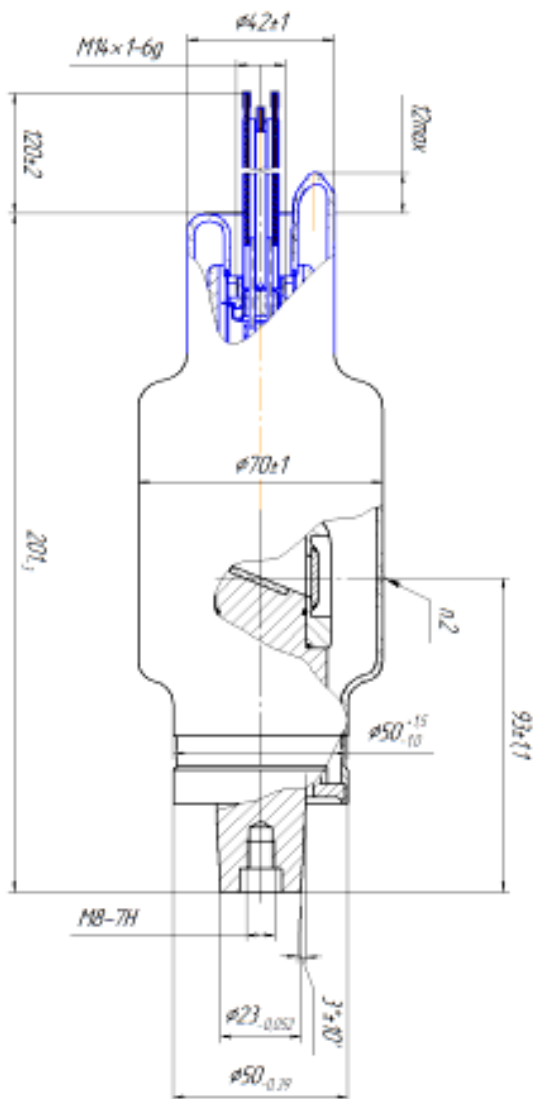


Рис. 4 Рентгеновая трубка
0,2БПМ64-200

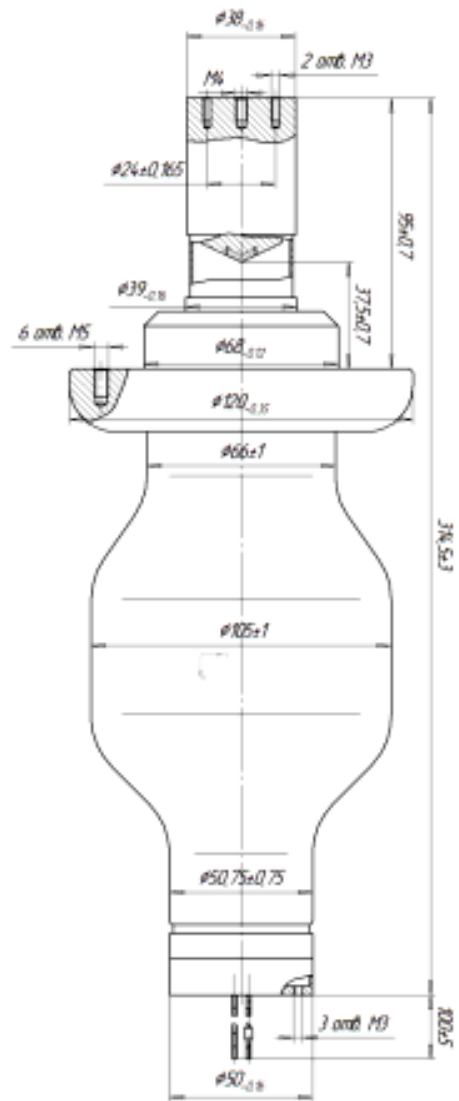


Рис. 5 Рентгеновая трубка
1,3БПК24-320.

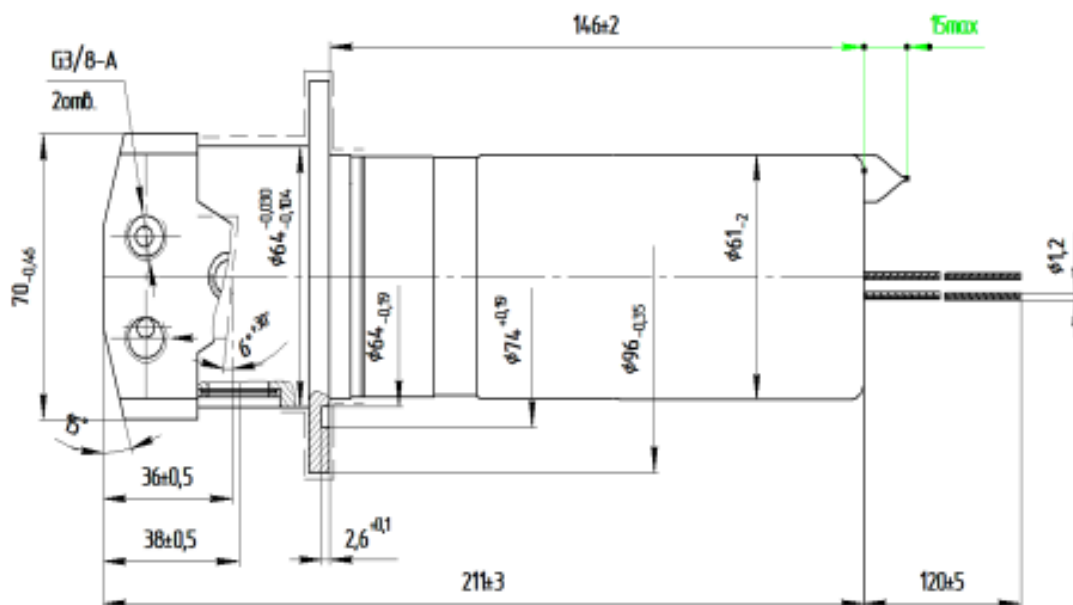


Рис. 6 Рентгеновая трубка БХВ23.

Порой требуется, чтобы проверенные временем приборы работали ещё дольше и эффективнее, и в этом направлении проводятся работы. Хорошим примером тому служит новая бетатронная камера РБК18-3 (рис. 7) сделанная на основе давно используемой РБК3-3М. Получить значительное увеличение срока службы и повысить мощность излучения данных камер позволило использование экспериментального катодного узла. Он включает в себя импрегнированный катод косвенного подогрева, установленный на металло-керамической подложке, и фокусирующий электрод («цилиндр» Венельта). Напряжение инъекции 40-50 кВ. Частота повторения импульсов не более 400 Гц.

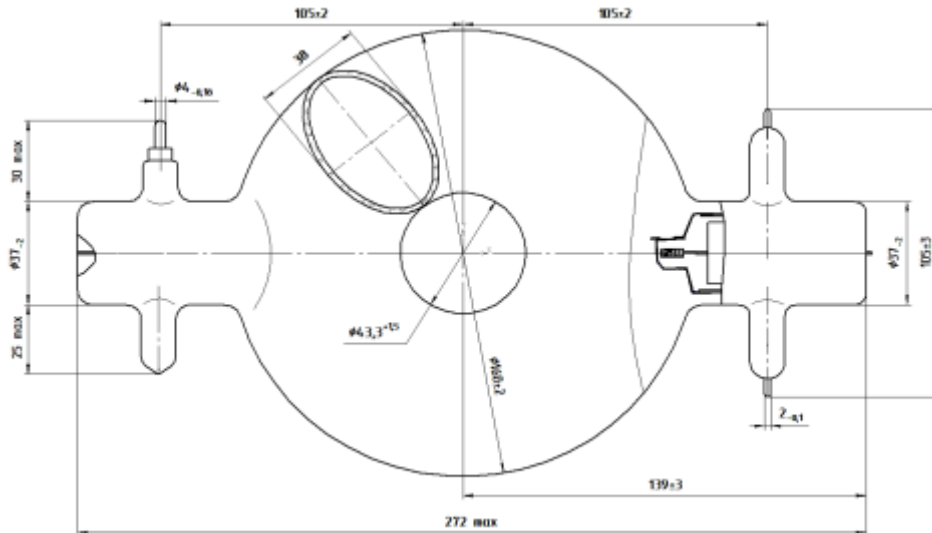


Рис. 7 Бетатронная ускорительная камера РБК18-3.

Как видно из изложенного выше ЗАО «Светлана-Рентген» ведет активную работу по созданию новых приборов и всегда готово работать с интересными и перспективными проектами.

Литература.

1. Баклин А.С., Валуев Н.Н., Куликов Н.А., Потрахов Н.Н. Новые рентгеновские трубки ЗАО «Светлана-Рентген» для различных областей использования рентгеновского излучения // I Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2014, стр 59-60.

РЕНТГЕНСПЕКТРАЛЬНОЕ И РЕНТГЕНОСТРУКТУРНОЕ ОБОРУДОВАНИЕ АО «НАУЧНЫЕ ПРИБОРЫ»

Бахвалов А. С., Николаев В. И., Архипов С. Н. (АО «Научные приборы»)

В АО «Научные приборы» разработан и серийно выпускается ряд аналитических приборов для рентгеноспектрального и рентгеноструктурного анализа: лабораторный анализатор РЕАН, портативные анализаторы X-SPEC, микронзонд-микроскоп РАМ-30μ, настольный анализатор ПАНДА, дифрактометры серии Дифрей [1, 2].

РЕАН – лабораторный автоматизированный прибор для качественного и количественного анализа содержания химических элементов от Na (С) до U в твёрдых,

порошковых и жидких образцах. Базовая модель включает охлаждаемую воздухом рентгеновскую трубку 50 Вт, дрейфовый ППД, вакуумный пост, гелиевую станцию, систему смены фильтров, видеокамеру для выбора и контроля исследуемого участка образца, набор коллиматоров для формирования рентгеновского пучка, блок автоматической смены проб. Имеется возможность анализа проб большого размера и веса до 30 кг.

Портативные анализаторы X-SPEC (4 модели) могут быть использованы как в лабораторных, так и в полевых условиях. Приборы серии позволяют проводить качественный анализ и определять количественное содержание элементов в диапазоне от Mg до U. В рентгенооптических схемах всех моделей портативных анализаторов применяется геометрия инверсионных зондов, позволяющая значительно уменьшить влияние изменения расстояния от исследуемого объекта до детектора, а также влияние неровностей образца на результаты измерений содержания элементов в образце.

В полевых условиях питание анализаторов осуществляется от аккумуляторных батарей или бортовой сети автомобиля, в лабораторных условиях возможно питание прибора через адаптер от сети переменного тока 220 В. Для управления X-SPEC в полевых условиях применяется карманный персональный компьютер, связь с которым осуществляется по беспроводному интерфейсу Bluetooth. В лабораторных условиях анализатор может работать совместно со стационарным персональным компьютером через интерфейс USB.

Работа портативных анализаторов поддерживается оригинальным программным пакетом Ex-Port, обеспечивающим управление работой анализаторов, качественную и количественную обработку спектральной информации и решение задач идентификации объектов с помощью встроенной пополняемой базы данных.

В комплект поставки приборов может входить компактный штатив для работы в лабораторных условиях, видеокамера для фиксирования объекта исследования, простой набор для подготовки анализа сыпучих и твердых образцов, телескопический шест для анализа труднодоступных объектов. Рентгеновский аналитический микрозонд-микроскоп РАМ-30μ предназначен для исследования объектов методами оптической микроскопии, рентгенографии и локального микроанализа с возможностью элементного картирования.

Источником первичного рентгеновского излучения в РАМ-30μ служит микрофокусная рентгеновская трубка. Формирование рентгеновского микрозонда осуществляется с помощью поликапиллярной рентгеновской линзы, обеспечивающей фокусировку рентгеновского излучения в пучок с минимальным диаметром 30 мкм. Диаметр рентгеновского зонда может изменяться в диапазоне от 30 до 1000 мкм. На входе поликапиллярной рентгеновской линзы установлена система автоматической смены фильтров первичного излучения. Встроенный автоматизированный предметный стол позволяет проводить позиционирование объекта и сканирование по точкам заданной области объекта с размером до 150x150 мм. Регистрация рентгенофлуоресцентных спектров осуществляется полупроводниковым дрейфовым энергодисперсионным детектором с электроохлаждением с энергетическим разрешением порядка 150 эВ. Регистрация рентгенографических изображений на просвет осуществляется полупроводниковым "точечным" фотодиодом.

В основу программного пакета X-ray Micro положены алгоритмы, обеспечивающие проведение элементного картирования и рентгенографического исследования выбранного

участка поверхности объекта с возможностью наложения оптического, рентгенофлуоресцентного и рентгенографического изображений, качественный и полуколичественный элементный анализ. Анализатор ПАНДА разработан для использования в образовательных учреждениях. Компактный прибор позволяет проводить измерения рентгеновской флуоресценции элементов от Al до U, рентгенооптическая система аналогична X-SPEC. Прибор поставляется с комплектом учебно-методических материалов, образцов и принадлежностей для знакомства учащихся с прибором и основами рентгенофлуоресцентного анализа, особое внимание уделено безопасности. Несмотря на учебную ориентацию, прибор имеет широкий спектр применения, например, в экологических исследованиях, ювелирном деле и др.

Рентгеновский дифрактометр Дифрей-403 (рентгенооптическая схема Дебая-Шеррера) наряду со структурными задачами (определение фазового и количественного анализа, расчет п.э.я и ОКР и т.д.) позволяет определить элементный состав микрообразца с помощью энергодисперсионного полупроводникового детектора и монокапиллярной оптики. Предел обнаружения элементов в таком случае зависит от материала анода и напряжения на рентгеновской трубке. Так, для элементов с порядковым номером меньше, чем порядковый номер анода трубки напряжение анода не влияет на предел обнаружения, который составляет 0,001-0,005%.

Для элементов с порядковым номером больше, чем порядковый номер анода трубки предел обнаружения на порядок больше, чем для элементов с меньшим порядковым номером, при этом при увеличении напряжения трубки он уменьшается. Поскольку элементный анализ возможен только в воздушной среде (из-за конструктивных особенностей дифрактометра и отсутствия вакуумной системы) диапазон определяемых элементов для порошковых проб сужается от K до U. Таким образом, применение энергодисперсионного детектора в составе дифрактометра позволяет существенно расширить возможности прибора, в том числе для идентификации неизвестных фаз.

Одной из последних разработок АО «Научные приборы» является аналитический модуль для работы в составе донных станций и систем вертикального зондирования на глубинах до 700 м [3]. Подводный модуль контролирует загрязнения вод *in situ* в реальном времени, без подготовки пробы и в условиях переменных динамических нагрузок. В герметичном цилиндрическом корпусе аналитического модуля размещены рентгенофлуоресцентный анализатор и квадрупольный масс-спектрометр с системами вакуумной откачки, питания и электронного обеспечения.

Рентгенофлуоресцентный анализатор обеспечивает обнаружение и одновременное определение содержания основных химических элементов морской воды (Cl, Ca, S, K, Br, Sr), а также тяжелых металлов (Hg, Pb, Cd, Cu, I, Cs, Po, Ra, Mo, Pd и др.). Система отбора проб выполнена на основе выдвигающегося корпуса стержня пробоотбора с насечками-рентгеноводами, являющимися подложками-мишенями в схеме полного внешнего отражения. Такая конструкция позволила минимизировать вклад фонового излучения и увеличить чувствительность анализатора за счет возбуждения флуоресценции микроколичеств воды в насечках-рентгеноводах и увеличения потока флуоресцентного излучения пробы при многократных отражениях пучка первичного рентгеновского излучения от стенок насечек. Это позволило достичь низких пределов обнаружения.

Масс-спектрометр обеспечивает обнаружение и определение содержания газов, растворенных в морской воде: нефтяных углеводородов, растворенного кислорода, азота, хлорированных углеводородов, фенолов, синтетических поверхностно-активных веществ. В основе системы ввода пробы в масс-спектрометр лежит фильтрация газов через гидрофобную мембрану. Отобранные через мембрану газы вводятся в источник ионов с электронным ударом, ионизируются, и полученные ионы анализируются масс-анализатором. Пределы обнаружения следов углеводородов достигают уровня ppb.

Испытания аналитического модуля проводились в открытом бассейне ФГУП «Крыловский государственный научный центр», а также в акватории Финского залива.

Литература.

1. Бахвалов А. С., Волков П. Г., Елохин В. А., Ермолинская В. А., Коробейников С. И., Николаев В. И., Чижова Е. В. Рентгенофлуоресцентные спектрометры ЗАО «Научные приборы» // VIII Всероссийская Конференция по рентгеноспектральному анализу. Тезисы докладов. Иркутск. 22-26 сентября 2014 г. С. 10.

2. Бахвалов А. С., Пьянкова Л. А., Архипов С. Н., Богомазов А. В., Николаев В. И. Возможности применения настольного рентгеновского дифрактометра «Дифрей» с энергодисперсионным детектором» // VIII Всероссийская Конференция по рентгеноспектральному анализу. Тезисы докладов. Иркутск. 22-26 сентября 2014 г. С. 13.

3. Бахвалов А. С., Горбацкий В. В., Ершов Т. Д., Николаев В. И., Чижова Е. В. Погружной аналитический модуль для рентгенофлуоресцентных и масс-спектрометрических исследований акватории арктического шельфа // VIII Всероссийская Конференция по рентгеноспектральному анализу. Тезисы докладов. Иркутск. 22-26 сентября 2014 г. С. 11.

АНАЛИТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА «COMPLEFLEX-5» ДЛЯ КОМПЛЕКСНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ДИАГНОСТИКИ МАТЕРИАЛОВ И НАНОСТРУКТУР

***Турьянский А. Г., Герасименко Н. Н., Гижга С. С., Сенков В. М., Смирнов Д. И.,
Пиршин И. В. (Физический институт им. П. Н. Лебедева РАН)***

Разработана аналитическая система «ComplefleX-5», предназначенная для исследования параметров наноструктур и исходных материалов, используемых при их производстве. Анализ проводится рентгенооптическими, дифракционными и рентгеноспектральными методами, а также с помощью МУР. При создании прибора реализован ряд принципиально новых технических решений [1, 3], обеспечивающих максимально широкий спектр аналитических возможностей, высокую точность измерений и удобство при эксплуатации.

Основная метрологическое преимущество системы «ComplefleX-5» заключается в том, что она позволяет вести параллельные измерения на нескольких спектральных линиях: две для одноэлементного анода и 3 или 4 для анода смешанного состава. Монохроматизация и селекция спектральных линий осуществляется с помощью набора последовательно

установленных пленочных монохроматоров, расположенных перед независимыми детекторами излучения. В приборе впервые реализованы новые методы анализа параметров образцов: относительная рентгеновская рефлектометрия, рентгеновская рефрактометрия, и селективная денситометрия элементов по спектрограммам поглощения.

В качестве источника излучения используется острофокусная рентгеновская трубка БСВ-21 с линейной проекцией фокуса 20 мкм и прецизионной коллимационной системой. Это позволяет формировать зондирующие пучки с угловой расходимостью до 15". Измерительная схема размещена на оптическом столе с вибрационной защитой. Защитный кожух и система блокировок обеспечивают полную радиационную безопасность. Замкнутая система водяного охлаждения дает возможность выбора удобного расположения установки и её перемещения в лабораторном помещении.

Процесс анализа от набора данных до получения результатов в графическом или табличном виде автоматизирован и выполняется с помощью компьютера. Для идентификации кристаллических фаз и элементного состава материалов применяются базы данных. На рисунке 1 показана измерительная схема прибора «ComplefleX-5».

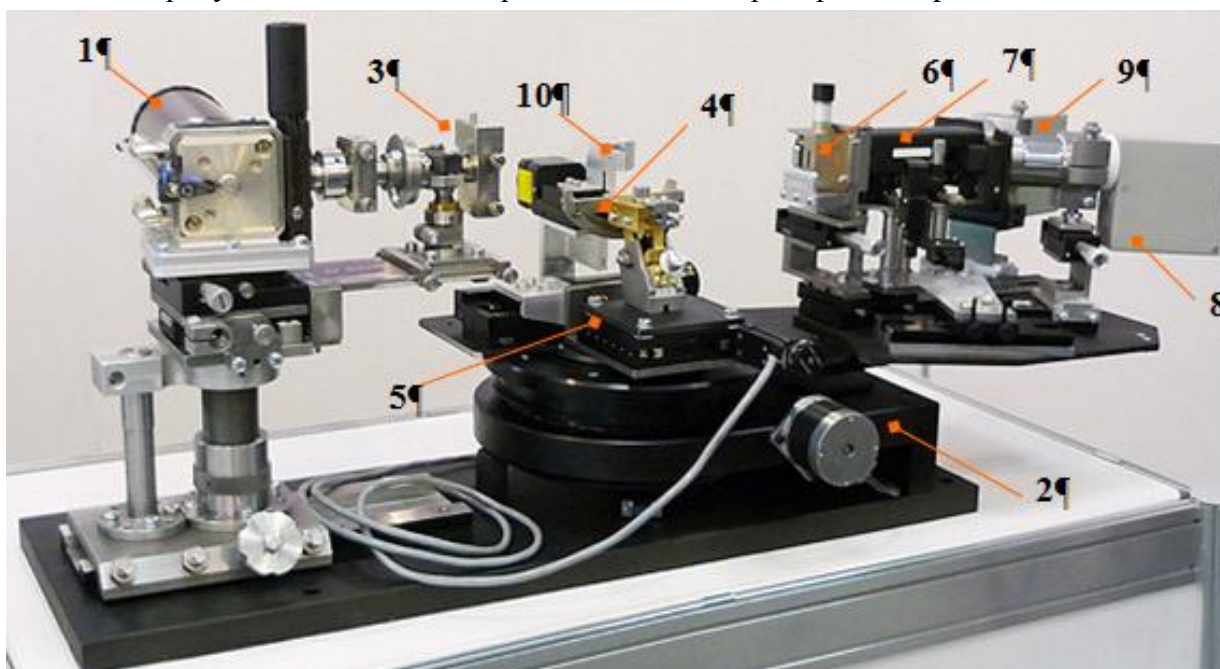


Рис. 1. Общий вид измерительной части аналитической системы «ComplefleX-5»:

- 1 – излучатель, 2 – прецизионный гониометр, 3 – коллимационная система, 4 – держатель объектов, 5 – X, Y, ψ - подвижки, 6 – управляемая щель, 7 – блок монохроматора, 8 – α -детектор, 9 – β -детектор, 10 – держатель спектрометра.

Литература.

1. Турьянский А. Г., Пиршин И. В. Дисперсионные характеристики пленочных рентгеновских монохроматоров из пиролитического графита / Приборы и техника эксперимента, 2011. – № 4. – С. 120-129.
2. Touryanski A. G., Vinogradov A.V., Pirshin I.V. «X-ray reflectometer». US Patent no. 6041098, US Cl. 378-70., 2000.
3. Турьянский А. Г., Пиршин И. В. «Рентгеновский монохроматор», Патент РФ № 2181198 G01N 23/20, 2002.

КОМПАКТНЫЙ МИКРОФОКУСНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ ИСТОЧНИК С ПРОСТРЕЛЬНЫМ АНОДОМ НА АЛМАЗНОЙ ПОДЛОЖКЕ

*Правдин О. Ю.¹, Турьянский А. Г.^{1,2}, Родич А. Н.³, Скворцов В. Э.³, Гижса С. С.^{2,4},
Сенков В. М.², Пиришин И. В.², Маметов А. А.¹, Кожяхметов А. С.¹*

1. *ТОО «Ангстрем»*
2. *Физический Институт им. П.Н.Лебедева Российской Академии Наук*
3. *ООО «МЭЛЗ»*
4. *Московский Физико-Технический Институт (Государственный Университет)*

Разработан компактный микрофокусный рентгеновский источник XSEL-40, предназначенный для решения широкого круга задач в области рентгеновской диагностики. Источник может встраиваться в различные измерительные системы настольного типа, например рентгеновские спектрометры или дифрактометры. На источник получен патент в Российской Федерации [1], поданы заявки на патенты в Казахстане, США и в Европейском патентном ведомстве. Источник состоит из двух блоков: управляемого источника питания и рентгеновского излучателя в защитном кожухе. Блоки соединены гибкими высоковольтными кабелями и кабелем управления. Предусмотрены режимы ручного управления и дистанционного управления по USB-кабелю от компьютера (рис. 1, 2). В источнике установлена малогабаритная рентгеновская трубка ООО «МЭЛЗ» с двумя фокусирующими электродами. Это обеспечивает возможность получения фокуса размером $d \leq 30$ мкм. При использовании анода с алмазной подложкой допустимая мощность излучателя возрастает не менее чем на 50%.



Рис. 1. Общий вид микрофокусного источника с источником питания и управляющим ПК

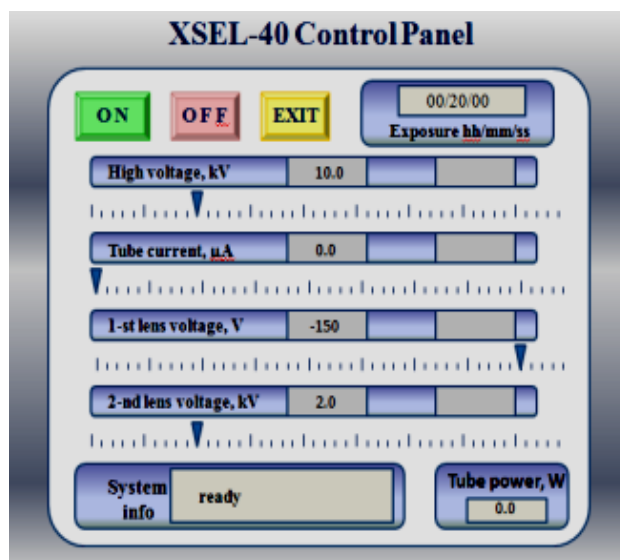


Рис. 2. Интерфейс компьютерного управления источником.

Предусмотрена возможность совмещения микрофокусного источника с различными средствами фокусирующей рентгеновской оптики, включая: поликапиллярные линзы, параболические и эллиптические зеркала соответственно для получения интенсивных квазипараллельных и сфокусированных пучков (рис. 3). Зеркала состоят из блоков, построенных по схеме Киркпатрика-Баэза или Монтеля. Кроме того, разработана схема

монохроматизации первичного пучка с помощью последовательно расположенных монохроматоров из пирографита, обеспечивающая селекцию заданной спектральной линии.

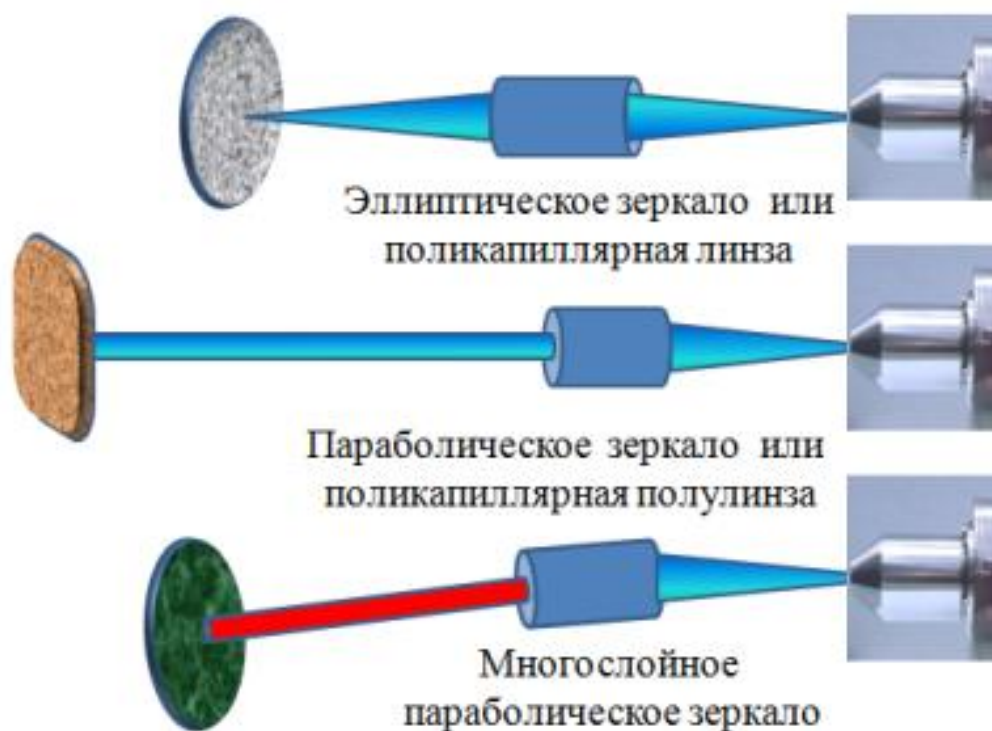


Рис. 3. Основные схемы фокусировки излучения микрофокусного источника.

Основные преимущества: рекордно малый размер фокуса для компактного исполнения излучателя, широкий диапазон управления параметрами, совместимость с различными системами монохроматизации и фокусировки излучения, возможность замены рентгеновской трубки.

Технические параметры:

Диапазон регулировки высокого напряжения: 10 – 40 кВ

Максимальная мощность излучателя: 5 Вт (8 Вт с алмазной подложкой)

Тип излучения: стабилизированный, непрерывный

Тип анода: трансмиссионный

Материал анода: Mo, Cu, W

Материал анодной подложки: бериллий 200 мкм, алмаз (300 мкм)

Минимальный размер фокуса: 30 мкм

Габариты блока питания, см: 19,5 x 10 x 14

Габариты блока излучателя, см: 8 x 15,5 x 14.

Настоящая работа осуществлена в рамках Подпроекта «Создание промышленного прототипа компактного микрофокусного рентгеновского источника нового поколения», финансируемого в рамках Грантовой программы Проект «Коммерциализация технологии» компонента 2: «Развитие связей между наукой и производством» ТОО «Центр коммерциализации технологии».

Литература.

1. Патент № 2567848 Российской Федерации от «18» июня 2014 года, ФИПС (Роспатент)

МИКРОФОКУСНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ КОМПЬЮТЕРНЫЙ ТОМОГРАФ НА ОСНОВЕ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ ЗАКРЫТОГО ТИПА

*Бессонов В. Б., Ободовский А. В., Клонов В. В., Ларионов И. А., Косов В. О.
(СПбГЭТУ «ЛЭТИ»))*

Современный уровень развития промышленного производства, в особенности в части миниатюризации изделий, ставит задачу по разработке средств контроля и диагностики, позволяющих исследовать внутреннее строение объектов с разрешением от нескольких десятков до единиц микрометров. Одним из наиболее востребованных способов исследования внутреннего строения объектов являются рентгеновские методы, в том числе – томография.

В микрофокусной компьютерной томографии, в отличие от традиционной, применяются источники излучения с фокусным пятном микронных размеров и специальные схемы проведения исследования (с прямым геометрическим увеличением объекта исследования). Обычно в приборах для реализации метода микрофокусной компьютерной томографии (в западной литературе принят термин «микротомограф») в качестве источника излучения используются рентгеновские трубки с постоянной откачкой. Их преимущество заключается в возможности проведения обслуживания и замены основных узлов, недостатки – большие габариты, необходимость использования постоянной откачки и высокая стоимость.

На базе кафедры электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ» был разработан и изготовлен опытный образец микрофокусного рентгеновского томографа с использованием источника рентгеновского излучения на базе отпаянной рентгеновской трубки (без постоянной откачки). В качестве приемника излучения используется высокочувствительная система «экран-оптика-ПЗС».

На рисунке 1 приведены результаты исследований электролитического конденсатора К50-35 (диаметр корпуса – 4 мм, длина корпуса – 7 мм).

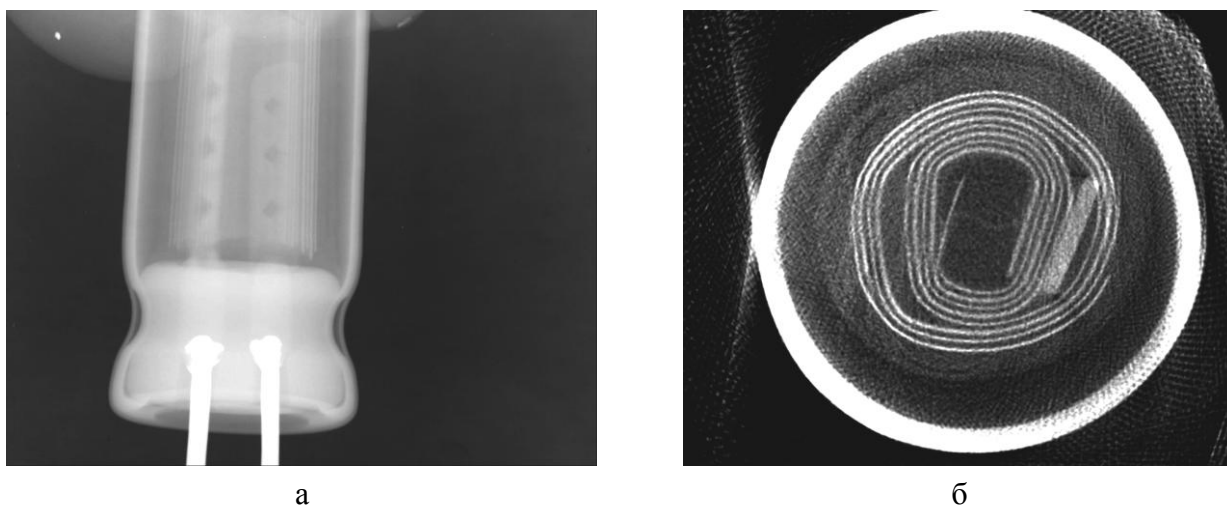


Рис. 1. Электролитический конденсатор:

а – рентгеновский снимок (проекция); б – восстановленное сечение

В результате восстановления для данного объекта, с учетом геометрии съемки, разрешение составляет 8 мкм.

Таким образом, использование в микрофокусных рентгеновских компьютерных томографах в качестве источника излучения рентгеновских трубок с постоянной откачкой позволяет получать результаты, соответствующие требованиям современного промышленного производства.

МИКРОФОКУСНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ ПОВЫШЕННОЙ МОЩНОСТИ

*Подымский А. А. (ЗАО «Светлана-Рентген»), Ободовский А. В., Бессонов В. Б.,
Потрахов Н. Н., Иванова Р. В., Тимофеев Г. А. (ФГАОУ ВО СПбГЭТУ),
Потрахов Е. Н. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»)*

Как известно, мощность источников рентгеновского излучения, размер фокусного пятна которых составляет менее 0,1 мм, невелика. Уменьшение размеров фокусного пятна приводит к увеличению удельной тепловой нагрузки на мишень, вследствие чего возможен ее недопустимый перегрев и, как правило, выход трубки из строя [1]. Поэтому одна из наиболее распространенных микрофокусных рентгеновских трубок, выпускаемых ЗАО «Светлана-Рентген», – БС-6 на напряжение 100 кВ при фокусном пятне диаметром 20 мкм имеет максимальную мощность в непрерывном режиме работы 2 Вт. Для сравнения, трубка 0,2БПМ38-100 на это же напряжение при действительном фокусном пятне диаметром 0,6 мм имеет «непрерывную» мощность 200 Вт [2].

Указанный недостаток микрофокусных источников рентгеновского излучения и, соответственно, аппаратов на их основе отчасти устраняется возможностью получения резких изображений объекта диагностики при съемке с уменьшенного расстояния между источником излучения и объектом (фокусного расстояния). Так, методика микрофокусной дентальной рентгенографии [3] допускает съемку отдельных участков челюстно-лицевого отдела на фокусном расстоянии 50 мм. Для сравнения, наиболее распространенная в настоящее время методика параллельной съемки [4] аппаратами с характерным размером фокусного пятна от нескольких десятых долей миллиметра предполагает удаление объекта съемки на расстояние 200 – 400 мм. Как известно, параметры съемки связаны между собой

$$D = k \cdot \frac{izU^2}{R^2} \cdot t,$$

где k – коэффициент пропорциональности, i – ток рентгеновской трубки; z – атомный номер элемента; U – напряжение на рентгеновской трубки; R – фокусное расстояние; t – время съемки.

Таким образом, уменьшение фокусного расстояния в четыре раза при микрофокусной съемке в стоматологии позволяет уменьшить экспозиционную дозу и, соответственно, мощность рентгеновского аппарата при прочих равных условиях почти на порядок.

Однако при съемке объектов медицинской диагностики большего размера, чем отдельные участки челюстно-лицевой области, например, органов грудной клетки, брюшной полости, тазобедренного сустава и т.д. мощности аппарата в несколько ватт недостаточно для получения изображений удовлетворительного качества за время съемки, регламентированное принятыми таблицами экспозиций [5, 6].

Поскольку при съемке перечисленных «крупногабаритных» объектов медицинской диагностики рекомендованное фокусное расстояние составляет, по меньшей мере, несколько сотен миллиметров, то при разработке рентгеновской трубки для микрофокусного аппарата повышенной мощности, в отличие от трубок серии БС с вынесенной на длинной анодной трубе мишени прострельного типа, был использован массивный анод с наклонной мишенью, располагающийся внутри вакуумного баллона. Расчеты и практика конструирования рентгеновских трубок показывают, что благодаря такому решению удельная мощность, подводимая к мишени при сохранении размеров фокусного пятна по сравнению с прострельной конструкцией анодного узла, может быть увеличена на порядок [1].

С целью дополнительного повышения интенсивности генерируемого рентгеновского излучения, а также увеличения его проникающей способности, рабочее напряжение разработанной трубки было увеличено по сравнению с самой высоковольтной отечественной микрофокусной трубкой БС-16 почти в 1,5 раза.

Конструкция первой отечественной микрофокусной рентгеновской трубки с массивным анодом 0,2 БПМ64-200 мощностью 200 Вт в длительном режиме работы на напряжение 200 кВ представлена на рисунке 1.

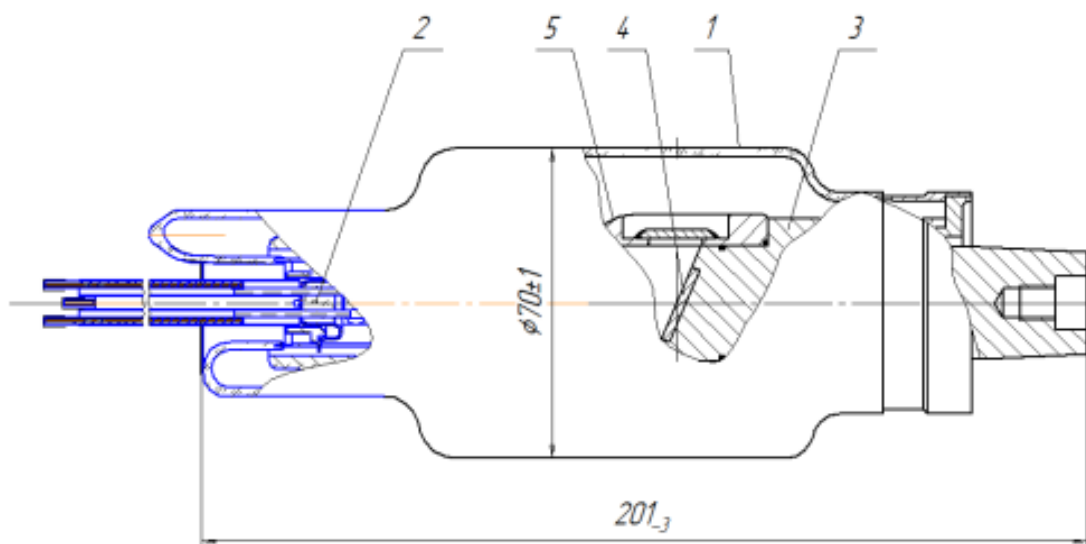


Рис. 1 Микрофокусная рентгеновская трубка с массивным анодом 0,2 БПМ64-200.

Трубка содержит стеклянный цилиндрический баллон 1 с увеличенным диаметром в области пролетного промежутка, а также катодный и анодный узлы. Катодный узел выполнен на основе V-образного прямонакального вольфрамового катода 2, электрически изолированного от фокусирующего электрода 3. Анодный узел имеет массивное медное тело анода 4 с вплавленной «толстой» дискообразной вольфрамовой мишенью 5. Анод снабжен чехлом 6, снижающим влияние рассеянных электронов на электрическую прочность трубки. Для питания анода, катода и управляющего (сеточного) электрода было разработано специальное генераторное устройство. Предусмотрено использование двух электрических схем питания анода трубки: с заземленной средней точкой и заземленным анодом. Поэтому помимо источника высокого напряжения, выполненного на основе емкостного умножителя, генераторное устройство содержит изолированные на полное анодное напряжение трубки источники накального и сеточного напряжений.

Конструктивно генераторное устройство вместе с рентгеновской трубкой располагаются в одном корпусе – моноблоке. В качестве высоковольтной изоляции моноблока используется комбинированная масляно-твердотельная изоляция [7, 8]. Компоненты электрической схемы генераторного устройства: емкостной умножитель, «развязывающие» трансформаторы, а также конструктивные элементы с помощью специальной разборной формы залиты эпоксидным компаундом, а зазор между стенками высоковольтного стакана генераторного устройства и баллоном трубки заполнен трансформаторным маслом. Установка режимов работы трубки, индикация значений напряжения, тока и времени экспозиции, а также – возможных неисправностей осуществляются с помощью микропроцессорного устройства. Внешний вид рентгеновской трубки 0,2 БПМ64-200 и аппарата РАП-200М на ее основе приведены на рисунке 2.

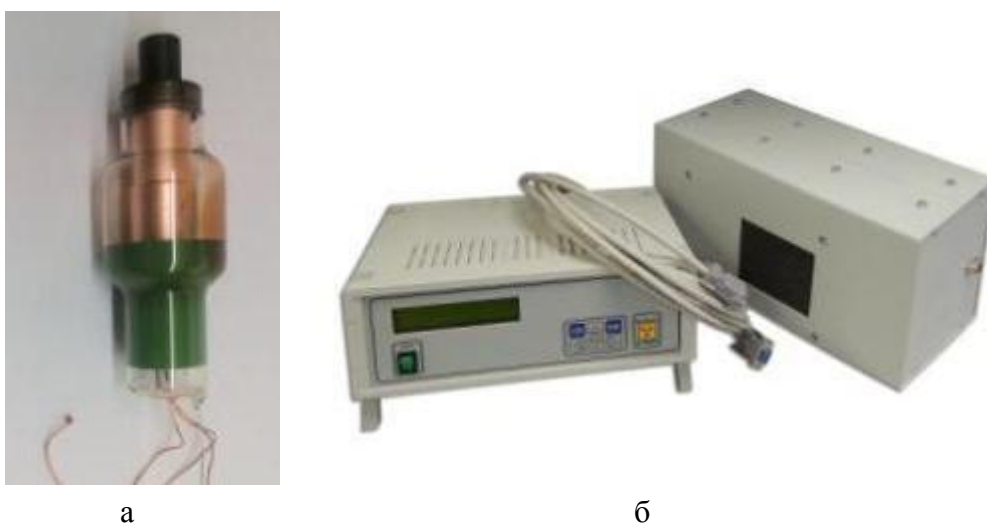


Рис. 2. Внешний вид рентгеновской трубки 0,2 БПМ64-200 (а) и аппарата РАП-200М (б).

Опытный образец рентгеновского аппарата РАП-200М был поставлен в ОИЯИ (г. Дубна) для пробной эксплуатации в составе микрофокусного компьютерного томографа. Специалистами этого института способом «острого края» были определены размеры фокусного пятна аппарата в типовых режимах работы томографа. Результаты исследования показали, что при напряжении 180 кВ и токе 200 мкА размеры эффективного фокусного пятна на уровне 0.1 от максимума эпюры плотности почернения изображения острого края составляют 0.08×0.2 мм.

Таким образом, независимо полученные результаты подтвердили заявленные разработчиками аппарата его основные характеристики.

Литература.

1. Иванов С. А., Кириенко С. В., Щукин Г. А. Расчет тепловых процессов в анодах рентгеновских трубок // Обзоры по электронной технике. Сер. 4. 1986. Вып.2. 48 с.
2. Рентгеновские трубки для промышленности. Каталог продукции ЗАО «Светлана-Рентген». 2014. 26 с.
3. Потрахов Н. Н. Микрофокусная дентальная рентгенография // Медицинская техника. 2006. № 3. С. 42-44.

4. Васильев А. Ю. Лучевая диагностика в стоматологии: Монография / А. Ю. Васильев, Ю. И. Воробьев, В. П. Трутень. – М.: Медика, 2007. – 496 с.
5. Методические указания «Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований». МУ2.6.1.2944-11.
6. Бонтрагер К. Л. Руководство по рентгенографии с рентгеноанатомическим атласом укладок / Кеннет Л. Т., Бонтрагер К. Л.; [Пер. с англ. под ред. Линденбрата Л. Д., Китаева В. В., Уварова В. В.]. – 5-е изд. – М.: ИНТЕЛМЕДТЕХНИКА, 2005. – 848 с.
7. Пат. на изобрет. 2278440 РФ, МПК H01J35/02, H05G1/02, A61B6/03. Моноблок источника рентгеновского излучения. / Потрахов Н. Н., Мухин В. М.; - № 200511181309/09; заявл. 20.04.05; опубл. 20.06.05, Бюл. №17.
8. Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю. Малогабаритные источники рентгеновского излучения серии РИ // Вакуумная техника и технология. Т. 17. – С. 151 – 154.

ВОЗМОЖНОСТИ ПРОВЕДЕНИЯ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ В НЕСПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ УСЛОВИЯХ

Васильев А.Ю. (ГБОУ ВПО МГМСУ), Потрахов Н.Н. (ФГАОУ ВО СПбГЭТУ)

В последние годы в нашей стране стали появляться малогабаритные передвижные технические средства, позволяющие проводить рентгенодиагностические исследования в неспециализированных условиях, например «на дому» у пациента. Однако юридическая составляющая, обосновывающая проведение исследований в домашних условиях, пока не определена: нет соответствующих нормативных документов, не разработаны стандарты исследования.

Анализ сложившейся медицинской практики показывает, что основными показаниями к проведению рентгенодиагностических исследований в домашних условиях является следующее:

- соматически «тяжелые» возрастные пациенты, не способные самостоятельно добраться до поликлиники при подозрении на пневмонию, переломы конечности и т.д.;
- финансово обеспеченные граждане, не желающие стоять в очереди на прием в районную поликлинику, и поэтому выполняющие контрольные исследования, например, для диагностики и контроля оценки воспалительного процесса легких или динамики заживления переломов «на дому».

Однако следует подчеркнуть, что в целом ряде случаев рентгеновская съемка в неспециализированных условиях не может рассматриваться как метод окончательной диагностики, поскольку возникают определенные ограничения при выполнении подобных исследований:

- по габаритам и весу рентгеновского аппарата, системы визуализации рентгеновского изображения и, самое главное, штативного устройства;
- по величине экспозиционной дозы рентгеновского излучения;
- по суммарной потребляемой электрической мощности.

Очевидно, что использование традиционных стационарных штативных устройств, обеспечивающих позиционирование рентгеновского аппарата относительно пациента в

домашних условиях невозможно. Поэтому используются переносные штативы или производится съемка без использования штатива – «с руки». Следовательно, особо важное значение приобретает вопрос обеспечения радиационной безопасности для персонала, проводящего исследование, и для окружающих, которые также могут участвовать в исследовании, например при укладке больного. Однако использовать стационарные средства защиты от неиспользуемого рентгеновского излучения, также как и удалить окружающих на безопасное расстояние в домашних условиях, практически невозможно. Поэтому необходимо применять такие методики проведения рентгеновской съемки, которые позволяют существенно снизить экспозиционную дозу излучения по сравнению со съемкой стационарными аппаратами. В этом случае чрезвычайно важным является получение удовлетворительного качества изображения, достаточного для принятия решения по наличию или отсутствию патологии.

Практически всем перечисленным требованиям к организации и проведению рентгенодиагностических исследований в домашних условиях удовлетворяет методика микрофокусной рентгенографии [1]. Ее основными особенностями являются:

- использование рентгеновских аппаратов с размером фокусного пятна рентгеновской трубки менее 0,1 мм;
- увеличение в 1,5-2 раза напряжения на рентгеновской трубке и уменьшение в 3-5 раз фокусного расстояния по сравнению с методикой стандартной рентгенографии [2, 3].

Кроме того, специальные исследования показали, что микрофокусная рентгенография позволяет существенно снизить требования к величине динамической нерезкости на получаемых изображениях [4].

Для оценки диагностических возможностей конкретной методики рентгенографии введено понятие «просвечивающая способность», которая характеризуется мощностью источника рентгеновского излучения, используемого для реализации этой методики в какой-либо области медицины. Сравнить просвечивающие способности микрофокусной и стандартной методик рентгенографии при проведении рентгенодиагностических исследований в нестационарных условиях позволяет отношение η мощностей P_1 и P_2 , подводимых к мишени рентгеновской трубки для съемки одного и того же объекта по этим методикам в соответствующих аппаратах, при условии получения необходимого качества изображения:

$$\eta = \frac{P_1}{P_2}.$$

Практика показывает, что по просвечивающим возможностям при использовании цифровых систем визуализации рентгеновского изображения методика микрофокусной рентгенографии по самым скромным оценкам на порядок и более превосходит методику стандартной рентгенографии [5].

На рисунке 1 представлен первый отечественный рентгеновский аппарат в портативном исполнении семейства «ПАРДУС», который с успехом может быть использован для проведения рентгенодиагностических исследований в неспециализированных условиях.



Рис. 1. Первый отечественный портативный рентгеновский аппарат семейства «ПАРДУС».

В качестве примера на рисунке 2 показаны рентгеновские снимки взрослого пациента, полученные в нестационарных условиях.

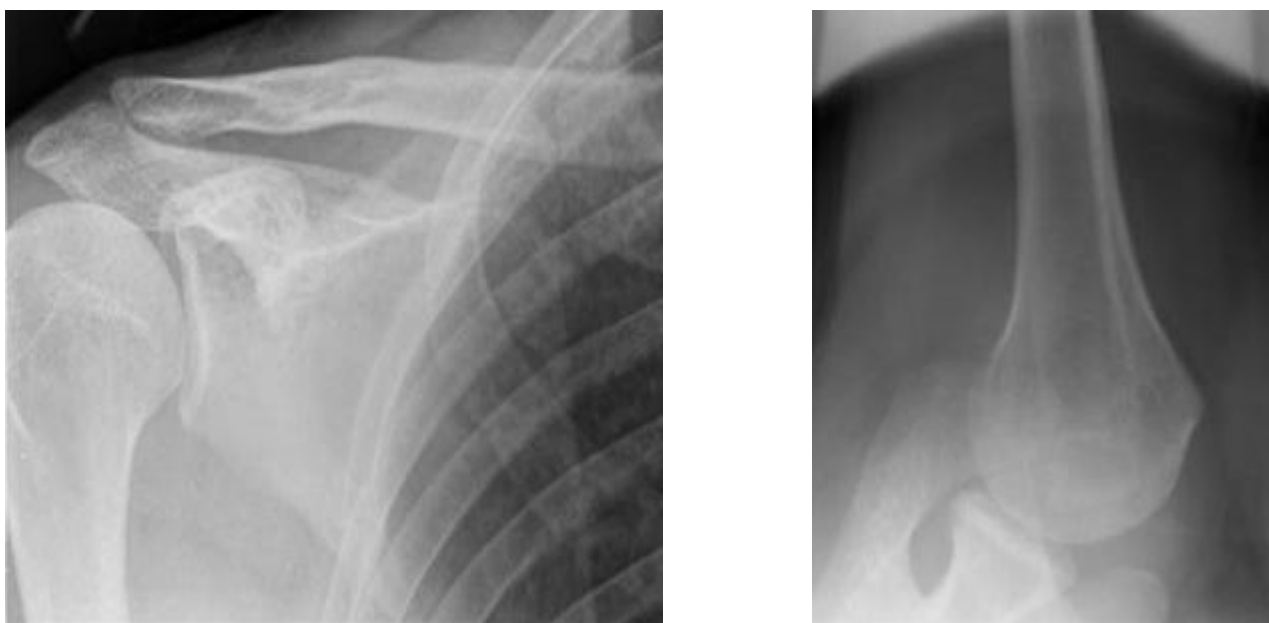


Рис. 2. Примеры рентгеновских снимков, полученных в нестационарных условиях.

Режимы съемки: напряжение 65 кВ, ток -0,15 мкА, время съемки 0,3 с, фокусное расстояние 200 мм, приемник изображения – экран с фотостимулируемым люминофором.

Литература.

1. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике / Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю. – Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012. – 121 с.
2. Потрахов Е. Н. Микрофокусная рентгенография – инновационная технология медицинской диагностики // Медицинская техника. 2012, №5. С. 44-47.
3. Мазуров А. И., Потрахов Н. Н. Пространственная разрешающая способность цифровых рентгеновских аппаратов // Биотехносфера №3(33), С.26-28.

4. Потрахов Н. Н., Мазуров А. И., Васильев А. Ю. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике // Променева діагностика, променева терапія. Вып. 3-4/2011. – С. 124-128.

КАМЕРЫ ДЛЯ МОНИТОРИНГА ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ

Владимиров Л. В., Артемьев И. Б., Артемьев Б. В. (ЗАО НИИИН МНПО СПЕКТР)

Ионизационные камеры (ИК) используются для целей дозиметрии и радиометрических измерений в технике [2], так как имеют широкий динамический диапазон регистрации дозы и мощности дозы, при незначительной погрешности измерений. Существенным недостатком ионизационных камер, используемых для дозиметрического контроля [1,7], является их невысокая эффективность в сравнении со сцинтилляционными и полупроводниковыми детекторами излучения. Данный недостаток практически не преодолим, так как в самой постановке задачи контроля, ионизационные камеры должны быть воздушно-эквивалентными или ткане-эквивалентными и не вносить спектральных искажений в поток зондирующего излучения. При этом их стенки выполняются из материалов с эффективным атомным номером $Z_{эфф} \sim Z_{возд}$ или $Z_{эфф} \sim Z_{ткани}$, а так как для фотоэлектрического поглощения $Z_{возд} = 7,64$ и $Z_{ткани} = 7,42$, то их чувствительность не превышает: $K_{\text{ч}} = 3,3 \cdot 10^{-10} (\text{А} \cdot \text{с}) / (\text{Р} \cdot \text{см}^3)$.

Для повышения чувствительности, в расчете на единичный объем детектора, были разработаны гетерогенные ионизационные камеры. В качестве материала покрытия используется висмут ($Z=83$). Данное решение [4,5,6] позволило повысить чувствительность практически на два порядка по сравнению с ионизационными камерами, используемыми для дозиметрического контроля при воздушном заполнении рабочего объема. Камеры с $Z \gg Z_{воз}$ являются гетерогенными, так как атомный номер материала стенок существенно отличается от атомного номера газа заполняющего ее измерительный объем. Камеры с висмутовым покрытием электродов нашли широкое применение в качестве детекторов рентгеновского излучения в рентгеновской медицинской диагностике, в частности при разработке и серийном выпуске автоматизированных систем дозиметрического контроля экспозиции, а так же в промышленных установках с использованием рентгеновского излучения и рентгеновской толщинометрии.

Автоматическое экспонирование в рентгенодиагностике обеспечивает повышение качества изображения и снижение радиационной нагрузки на пациента или иной объект контроля за счет исключения брака в экспозиции и, следовательно, исключения необходимости проведения повторных снимков.

Ионизационные камеры используются в системах автоматического экспонирования в качестве детекторов рентгеновского излучения и устанавливаются непосредственно перед приемником рентгеновского излучения (кассетой с рентгеновской пленкой, плоской цифровой панелью, запоминающим флуоресцентным экраном). Малая толщина и высокая рентгенопрозрачность позволяет устанавливать подобные камеры в современные рентгеновские аппараты без ухудшения качества рентгеновских снимков. Применение ионизационных камер в системах автоматического экспонирования гарантирует оптимальное качество снимка независимо от напряжения на излучателе, толщины пациента,

фокусного расстояния и других факторов при минимально возможной лучевой нагрузке на пациента.

В системах экспонетрии ионизационная камера под действием рентгеновского излучения генерирует ионизационный ток, пропорциональный интенсивности рентгеновского излучения. Усиленный и проинтегрированный ток камеры поступает в систему автоматического экспонирования. При достижении предварительно заданного уровня разности потенциалов, соответствующего оптимальной дозе рентгеновского излучения, система автоматического экспонирования выдает сигнал на выключение излучения.

Ионизационная камера состоит из трех чувствительных к рентгеновскому излучению измерительных полей, каждое из которых представляет собой плоскопараллельную ионизационную камеру с воздушным наполнением. Каждое поле по отдельности или все вместе подключаются к предусилителю, сигнал с которого поступает на систему автоматического экспонирования.

Очень малая величина ионизационного тока с измерительных полей камер обычно не позволяет передать эти токи без искажений до систем автоматического экспонирования, расположенных на значительном расстоянии от ионизационных камер (до 20 м). В связи с этим ионизационные камеры снабжаются предусилителем для усиления передаваемого сигнала. Предусилитель преобразует ионизационный ток камеры в усиленный дифференциальный потенциальный сигнал, который без существенных искажений поступает в систему автоматического экспонирования. Предусилитель конструктивно совмещается с источником питания ионизационной камеры напряжением несколько сот вольт, если таковой используется в конструкции. Это позволяет не подводить питание камеры извне и использовать кабель, соединяющий предусилитель с системой автоматического экспонирования с низковольтными жилами (витая пара категории 7).

Задача жесткой стабилизации потока зондирующего излучения, как по спектру, так и по интенсивности [2] при создании техногенных источников рентгеновского излучения генераторного типа для задач радиометрии, успешно решается с помощью гетерогенных камер. Размещение камеры за объектом контроля даже при относительном постоянстве анодного напряжения источника излучения приводит к существенному изменению спектрального распределения энергии излучения попадающего на камеру. Поэтому необходимо стабилизировать спектральную чувствительность камер в широком диапазоне энергий.

Квази-воздухоэквивалентная ионизационная камера (рис. 1) для мониторинга дозы и мощности дозы рентгенотерапевтических аппаратов с анодными напряжениями от 10 до 300 кВ. Электроды камеры - графит-алюминий, напряжение питания 400 вольт. Неравномерность спектральная чувствительность относительно воздухоэквивалентной камеры в случае использования внутренней коррекции спектра $\pm 10\%$, а в случае применения внешней коррекции от уставок анодного напряжения неравномерность снижается до $\pm 2\%$. Камера устанавливается на выходе рентгеновского излучения и регистрирует его на срезе тубуса рентгеновского аппарата.



Рис. 1. Квази-воздухоэквивалентная и воздухоэквивалентная ионизационные камеры.

Трехпольная ионизационная камера для систем автоматической экспонетрии в рентгенодиагностике устанавливается перед детекторами рентгеновского излучения: кассетой с рентгеновской пленкой, люминофорной пластиной с памятью или крупноформатными матричными детекторами рентгеновского излучения размером до 430x430 мм. Толщина камеры уменьшена до 5 мм. Эквивалентное ослабление по алюминию не более 0,8 мм. Напряжение питания 250 В. Камера может быть эффективно использована с источниками излучения от 40 до 150 кВ. Она имеет внутреннее автоматическое согласование спектральной чувствительности с используемым приемником излучения, не зависимо от толщины пациента и исследуемого органа.



Рис. 2. Трехпольная ионизационная камера.



Рис. 3. Ионизационная камера для регистрации дозовой нагрузки.

Ионизационные камеры для регистрации дозовой нагрузки на пациента. Камера устанавливается на выходе из коллиматора. Таким образом, камера обеспечивает тройное интегрирование: по площади, интенсивности и времени экспозиции. Напряжение питания 400 В. ИК предназначена для работы с терапевтическими палатными и хирургическими источниками рентгеновского излучения с С-дугой и анодным напряжением от 35 до 125 кВ. Электроды камеры состоят из 20% Al и 70% C, что обеспечивает ее воздухоэквивалентность в указанном диапазоне рентгеновского излучения.



Рис. 4. ИК без внешнего источника питания.

Гетерогенная ИК без внешнего источника питания (рис. 4) толщиной 2 мм имеет эквивалентное ослабление по алюминию 0,5 мм и может быть эффективно использована с источниками излучения от 10 до 300 кВ, обладает уникальной взрывопожаробезопасностью за счет отсутствия необходимости подачи внешнего питания, которое в аналогичных конструкциях колеблется от 200 до 450 В и возможность разнесения самой камеры от предварительного усилителя более чем на 20 метров, в случае рекомендованного разработчиком дифференциального подключения. Сбор ионов в межэлектродном промежутке камеры в основном обеспечивается за счет разности потенциалов ее электродов.

В промышленности в задачах радиометрии требуемая погрешность измерения дозы излучения 0,01...0,05%. Для обеспечения такой погрешности измерения на протяжении длительного периода времени (в течении суток и более) необходимо использовать питание рентгеновской трубки от высокостабильного источника и получить постоянство потока излучения [2]. В связи с тем, что геометрия электродов рентгеновской трубки изменяется под действием температуры, а при использовании их в реальных условиях контроля, от вибрации и ударных нагрузок без постоянного мониторинга и коррекции параметров излучения это не представляется возможным. В долговременную нестабильность параметров излучения вносит вклад: колебания и дрейф напряжения и частоты питающей электрической сети, изменение фокусировки пучка электронов внутри трубки за счет перераспределения статического заряда на диэлектрических элементах конструкции, падение эмиссии катода. Испарение материала мишени с последующим оседанием атомов тяжелого металла, как правило, вольфрама на стеклянном или бериллиевом окне выхода излучения, так же изменяет эффективную энергию излучения. Данная проблема эффективно решается использованием детекторов обладающих энергетическим разрешением [3].

Внешняя компенсация, достаточная для рентгенографических применений может быть получена введением в зондирующий поток однослойного рентгенопрозрачного реперного детектора по своим свойствам аналогичного основному (рис. 1, 3). Сигнал основного детектора нормируется на сигнал, получаемый от реперного детектора. Подобный подход позволяет понизить погрешность измерения от нестабильности анодного тока и напряжения. Он удобен, если нет необходимости дифференцировать изменения эффективной энергии потока и интенсивности потока. В противном случае, когда для получения минимальных погрешностей измерения важно знать точное значение эффективной энергии потока, необходимо иное решение.

Для решения этой задачи на базе гетерогенных камер была разработана система

внешней цифровой автоматической коррекции нестабильности спектра и потока источника зондирующего излучения.

Основой системы является двухсекционная комбинированная гетерогенная рентгенопрозрачная камера [4], установленная непосредственно на окне анода рентгеновской трубки. Одна секция камеры имеет эмиссионное покрытие с $Z = 13$, а вторая $Z = 83$. За счет разности атомных номеров эмиссионных покрытий данная камера обладает энергетическим разрешением. График функции не зависит от величины потока излучения и является функцией его эффективной энергии:

$$f(E_i) = K \cdot I_1 / I_2, \quad (1)$$

где E_i – значение эффективной энергии потока излучения; K – коэффициент пропорциональности; I_1 / I_2 – ток первой и второй секций реперной рентгенопрозрачной камеры.

Камера 2 (рис. 5), установленная за контролируемым объектом, имеет эмиссионное покрытие с $Z = 83$ идентичным второй секции камеры 1, что делает их согласованными по спектру поглощаемого излучения.

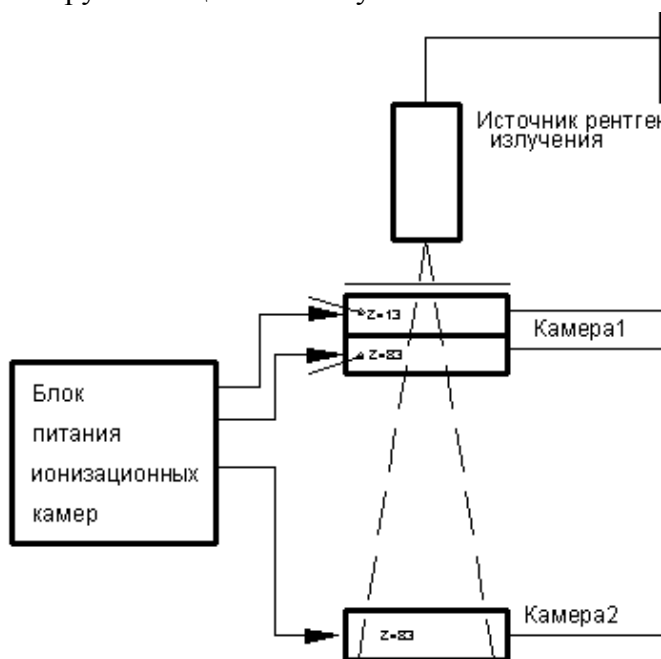


Рис. 5. ИК для коррекции нестабильности спектра и потока источника зондирующего излучения.



Рис. 6. Гетерогенные многослойные рентгеновские камеры.

Сигнал второй камеры нормируется на сигнал, снимаемый с выхода второй секции первой камеры, при изменении интенсивности потока первичного излучения I_0 , и на величину $f(E_i)$ при изменении эффективной энергии потока квантов. Тем самым изменения потока зондирующего излучения, вызванные изменением толщины контролируемого объекта, дифференцируются от изменений потока излучения, вызванных нестабильностью источника. Для уменьшения погрешности измерения сигналы, поступающие со всех камер, считываются синхронно, при помощи трех канального интегрирующего АЦП. Хотя находясь в одном пучке и будучи ориентированы параллельно плоскостям нормальных оси пучка зондирующего излучения камеры охватывают одинаковые телесные углы, их сигналы будут различаться, так как спектр излучения (рис. 5) изменяется под воздействием фильтрации в

материале контролируемого изделия. Сигнал второй камеры нормируется на сигнал, снимаемый с выхода второй секции первой камеры, при изменении интенсивности потока первичного излучения, и на величину $f(E_i)$. Тем самым изменения потока зондирующего излучения, вызванные изменением толщины контролируемого объекта, дифференцируются от изменений потока излучения вызванных нестабильностью источника. Независимо от степени фильтрации спектра излучения и тока трубки функция $f(E_i)$ определена однозначно, и зависит только от эффективной энергии $E_{эф}$. Экспериментальные исследования показали, что степень влияния нестабильности напряжения и тока источника излучения на результаты измерений, при использовании нормирования сигнала на показания многослойной камеры, уменьшилась более чем в 10 раз и стала не различима на фоне квантовых флуктуаций. Полость камеры (рис. 1-4, 6) [5, 6] герметична от окружающей среды и заполнена воздухом или инертным газом, поэтому влажность в полости камеры постоянна и не зависит от изменения давления и влажности окружающей среды. Следствие этого – постоянны геометрические размеры камерных электродов и межэлектродных расстояний, что обеспечивает стабильность длины свободного пробега электронов, вышедших из электродов, в промежутки между электродами при фиксированной энергии рентгеновского излучения. Количество высоковольтных и собирающих электродов ограничено размерами камеры. Чем больше их число, тем выше чувствительность камеры, но с ростом числа электродов чувствительность растет не линейно. Применение подобных детекторов перспективно в приборах, осуществляющих контроль объектов, требующих минимальных лучевых нагрузок при высокой временной и температурной стабильности измерений.

Литература.

1. Артемьев Б. В., Владимиров Л. В., Козлов А. А. Высокостабильные детекторы рентгеновского излучения. Гетерогенные ионизационные камеры в медицинской и промышленной диагностике. Контроль. Диагностика. 2014. № 3. С. 73-78.
2. Артемьев Б. В., Буклей А. А. Радиационный контроль. И.Д. СПЕКТР, 2011, Москва, 192 С.
3. Возможности многоэлектродных гетерогенных ионизационных камер для рентгеновской толщинометрии. Дефектоскопия. – 2006 - №5. С.80-86. Артемьев Б. В. Маслов А. И.
4. Владимиров Л. В., Маслов А. И., Мишкинис Б. Я. и др. Патент RUS №2194332, Рентгенопрозрачная ионизационная камера.
5. Запускалов В. Г., Дашенчук В. А., Пушков К. В. и др. Патент RUS №2299493, Объемная ионизационная камера. Патент RUS 2194333, Ионизационная камера Маслов А.И., Запускалов В. Г., Владимиров Л. В., и др.
6. Владимиров Л. В., Артемьев И. Б. Козлов А. А. Особенности проектирования систем автоматического экспонирования для рентгеновских аппаратов медицинской диагностики.
7. Владимиров Л. В., Артемьев И. Б. Козлов А. А., В сборнике: Проблемы взаимодействия ВУЗов, НИИ и РАН по подготовке инженерных и научных кадров по неразрушающему контролю и технической диагностике. ЗАО «НИИИМ МНПО «Спектр». 2015. С. 102-108.

ПОРТАТИВНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ АППАРАТЫ ООО «СПЕКТРОФЛЭШ» ДЛЯ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА РАЗЛИЧНЫХ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ В ПОЛЕВЫХ УСЛОВИЯХ

Ковалева Е. Ю. (ООО «Спектрофлэш»)

Одной из основных проблем при конструировании рентгеновских аппаратов для работы в нестационарных условиях является проблема создания блока излучения минимальных габаритов и веса. И хотя в последние годы большинство фирм-разработчиков рентгеновской техники перешло на производство генерирующих моноблоков, работающих на высокой частоте вместо промышленной частоты 220 В 50 Гц, тем не менее, вес этих моноблоков, как правило, составляет 15-30 кг. Данное обстоятельство очень сильно затрудняет использование моноблочных рентгеновских дефектоскопов в трассово-монтажных условиях.

Строительство крупнейших трубопроводных систем России ведётся на Востоке страны, где, в отсутствие инфраструктуры, основным инструментом контроля качества сварных стыков трубопроводов являются портативные рентгеновские дефектоскопы, поскольку их небольшие габариты и вес, возможность питания от аккумуляторов позволяют проводить эффективный контроль в сложных полевых условиях.

Следуя этим критериям, сотрудники ООО «Спектрофлэш» постоянно стремились создавать источники высокого напряжения минимальных габаритов и веса. При этом исследования в данной области развивались по двум направлениям:

1. Разработка импульсных рентгеновских аппаратов на базе взрывной электронной эмиссии. Данные аппараты выгодно отличаются от аппаратов с постоянным напряжением на рентгеновской трубке малыми габаритами и весом, простотой в обслуживании, возможностью как направленного, так и панорамного просвечивания, но при этом обладают сравнительно небольшим сроком службы и невозможностью регулирования анодного тока и напряжения. Последняя серия импульсных аппаратов, которые уже выпускаются, или готовятся к выпуску, содержит 3 модели, получившие общее название ПАМИР (табл. 1). Они мощнее, несколько легче, а главное, обладают большим ресурсом по сравнению с широко известными дефектоскопами серии АРИНА.

Таблица 1.

Характеристики	ПАМИР-200	ПАМИР-250	ПАМИР-300
Рабочее напряжение, кВ	200	250	300
Доза рентгеновского излучения на расстоянии 0,5 м за 1 мин, Р	0,4	0,8	1
Диаметр фокусного пятна, мм	2,5	2,5	2,5
Максимальная толщина просвечиваемой стали (F = 700 мм, 10 мин), мм, на пленку			
D7 + Pb	20	25	30
F8 + RCF	30	35	40
F8 + NDT 1200	40	45	50
Питание	220В 50Гц	220В 50Гц	220В 50Гц

	=12В	=24В	=24В
Метод просвечивания	направленный / панорамный		
Масса излучателя, кг	5	5	8
Габариты излучателя, мм	405*116*205	470*109*182	460*150*220

Наименьшими габаритами и наименьшим весом в данной серии обладает Памир-200. Аппарат применяется в дефектоскопии для просвечивания тонкостенных промышленных изделий. В нём используется рентгеновская трубка ИМА2-150Д, конструкция которой позволяет разместить анод трубки вплотную к исследуемому объекту. Это может быть полезно при проведении различного рода исследований в науке и технике.

Более мощным аппаратом, назначение которого – контроль качества сварных швов трубопроводов большинства диаметров в нестационарных условиях, является ПАМИР-250. Используемая в нём рентгеновская трубка ИМА5-320Д обеспечивает чётко очерченный фокус небольшого диаметра. Последним и самым мощным аппаратом в серии является ПАМИР-300. Он разрабатывался для контроля качества сварки трубопроводов больших диаметров. В нём используется металлокерамическая трубка ИРТП-240 или ИМА5-320Д. По своим выходным параметрам и ресурсу эти трубки идентичны.

2. Второе направление в части создания портативных рентгеновских аппаратов является разработка малогабаритных рентгеновских приборов с постоянным напряжением на термоэмиссионной рентгеновской трубке. Благодаря двухполярной электрической схеме, а также высокой частоте преобразования напряжения сети 220 В 50 Гц в высокое напряжение с частотой 160 кГц.

Указанные аппараты (общее название МАРТ) имеют уникально малые габариты и вес (табл. 2). По сравнению с импульсными аппаратами, аппараты МАРТ обладают большей мощностью, более острым фокусом, возможностью регулирования напряжения на рентгеновской трубке в больших пределах. В заключение необходимо отметить, что аппараты ПАМИР и МАРТ ни в коем случае не конкуренты друг другу. Скорее они дополняют один другого, что позволяет использовать оба типа с максимальной эффективностью.

Таблица 2.

Характеристики	МАРТ-200	МАРТ-250
Рабочее напряжение, кВ	105-200	130-250
Доза рентгеновского излучения на расстоянии 0,5 метра за 1 мин, Р	3	5
Диаметр фокусного пятна, мм	2,0	2,0
Анодная мощность, Вт	100	200
Максимальная толщина просвечиваемой стали (F = 700 мм, 10 мин), мм, на пленку		
D7 + Pb	20	30

F8 + RCF	30	40
F8 + NDT 1200	40	50
Питание	220В 50Гц	220В 50Гц
Метод просвечивания	направленный панорамный	направленный
Масса излучателя, кг	6	9
Габариты излучателя, мм	430*100*160	580*140*190

Литература.

1. Клюев В. В., Соснин Ф. Р., Филинов В. Н. и др. Неразрушающий контроль и диагностика. Справочник / Под ред. Клюева В. В. – Москва, Машиностроение, 1995.
2. Месяц Г. А., Иванов С. А., Комяк Н. И., Пеликс Е. А.. Мощные наносекундные импульсы рентгеновского излучения. – Москва, Энергоиздат, 1983.
3. Меркулов Б. П., Пеликс Е. А., Самородов В. Г. Импульсный генератор рентгеновского излучения / Патент на изобретение № 2251230. – Москва, 2005.

РАЗВИТИЕ АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА НА ОСНОВЕ МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ДИФРАКТОМЕТРОВ СЕРИИ ДРОН

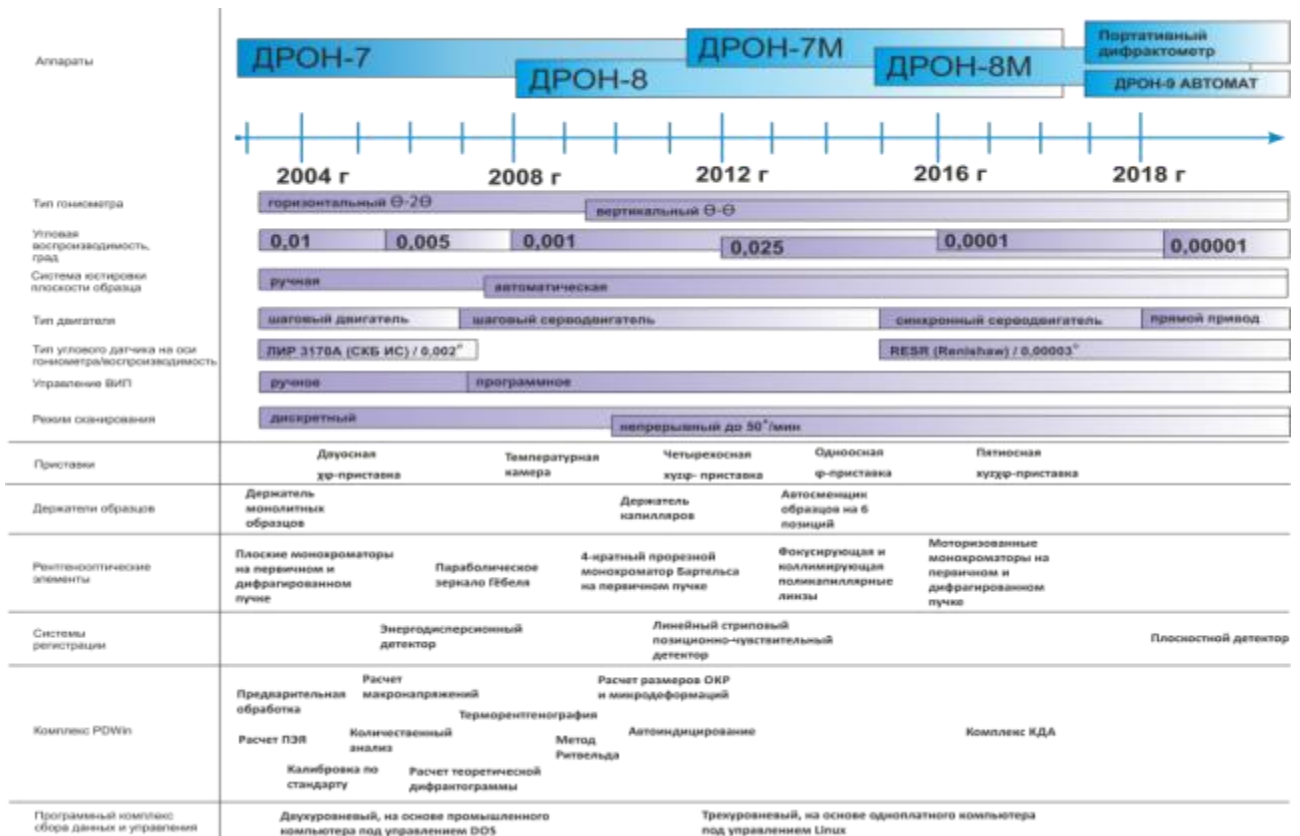
***Тыщенко Д. В., Иванова Т. И., Курсков А. В., Гулев И. Г., Кудашев К. А., Дмитриев Д. А.
(НПП «Буревестник», ОАО)***

НПП «Буревестник» имеет 55-летний опыт разработки и производства рентгеновского оборудования. За это время на предприятии было изготовлено порядка десяти тысяч дифрактометров, успешно зарекомендовавших себя как надежный инструмент рентгенодифракционных исследований в таких известных научно-образовательных центрах нашей страны как СПбАУ, СПбГУ, СПбГПУ, ЮФУ, РУДН, ТюмГУ, РНЦ «Курчатовский институт», ВНИИА, МАТИ, ИМЕТ РАН, ИЭМ РАН и др., а также в госкорпорациях «Росатом», «Роскосмос», в Российских федеральных ядерных центрах, на авиапредприятиях Объединенной двигательной корпорации, предприятиях РУСАЛ, Норникель, СибНИИ НП, НЗХК, Динур и многих других.

За последние 10 лет на предприятии были разработаны и запущены в серийное производство три представителя модельного ряда дифрактометров серии ДРОН: ДРОН-7, ДРОН-7М и ДРОН-8 (рис. 1), технические характеристики которых постоянно повышаются за счет модернизации конструкции, использования современных электронных компонентов, серводвигателей, высокоточных датчиков углового перемещения и параллельного развития программного обеспечения (табл. 1).



Рис. 1. Дифрактометры ДРОН-7М (а) и ДРОН-8 (б) в базовой комплектации
Таблица 1.
Этапы развития аппаратно-программного комплекса для рентгенодифракционных исследований в НПП «Буревестник».



В отличие от моделей ДРОН-7 и ДРОН-7М многофункциональный дифрактометр ДРОН-8 комплектуется вертикальным тета-тета гониометром переменного радиуса с автоматической системой вывода на ось гониометра поверхности образца, сохраняющего горизонтальное положение при измерениях. ДРОН-8 имеет более высокие технические и эксплуатационные характеристики по сравнению с моделью ДРОН-7(М).

Обладая более гибкой конфигурацией, аппарат ДРОН-8 позволяет реализовывать большинство известных методов рентгенодифракционных измерений. Кроме этого, дифрактометр ДРОН-8 позволяет исследовать крупногабаритные объекты весом до 50 кг и диаметром до 300 мм без их разрушения, обеспечивая при этом сканирование по поверхности объекта для анализа его строения в различных участках.

Преимуществом разработанной в 2012 году модели ДРОН-7М является его освобождение от радиационного контроля, что существенно упрощает процедуру подготовки помещения и персонала к эксплуатации прибора. В 2016 году планируется освобождение от радиационного контроля дифрактометров ДРОН-8.

Благодаря интеграции различных опционных приставок, держателей образцов, рентгенооптических элементов и систем регистрации методические возможности аппаратов постоянно расширяются. Разработка новых узлов, модернизация электрической части аппарата и автоматизация процессов ведет к необходимости постоянного совершенствования программного обеспечения.

Так, при замене блока управления и сбора данных (БУСД) на основе промышленного компьютера под управлением DOS на новый с одноплатным компьютером под управлением Linux была произведена полная модернизация программного комплекса управления и сбора данных, в результате чего программное обеспечение аппаратов ДРОН-8 стало

трехуровневым. Это позволяет одновременно управлять большим числом приводов, что требуется для синхронизации работы гониометра и многоосных приставок.

Применение серводвигателей для управления гониометром позволило не только повысить его точность, но и реализовать режим непрерывного сканирования углового диапазона со скоростью до 50°/мин, что обеспечивает измерение порошковой рентгенограммы с точечным детектором за 3-5 мин.

Параллельно осуществляется обновление комплекса кристаллографических программ для обработки экспериментальных данных и расчета структурных характеристик исследуемых материалов. Это позволит улучшить эргономичность программного обеспечения, повысить достоверность и информативность получаемых результатов.

В 2015 году завершается разработка нового высокоскоростного сцинтилляционного блока детектирования, высокоточного гониометра с внешним бесконтактным угловым датчиком и многофункциональной пятиосной приставки для исследования наногетероструктур, тонких пленок и высококачественных кристаллов. На основе этих разработок в 2016 году начнется серийный выпуск модели ДРОН-8М с улучшенными техническими характеристиками и расширенным спектром опционных составляющих.

Для повышения конкурентоспособности отечественных дифрактометров и для расширения линейки выпускаемых аппаратов в будущем году планируется начать разработку новой модели ДРОН-9 с автоматической юстировкой рентгенооптической системы и портативного дифрактометра с вертикальным тета-тета гониометром.

РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИЕ СЕПАРАТОРЫ НПП «БУРЕВЕСТИК»

Жогин И. Л., Романовская Т. Е., Никитин И. М. (НПП «Буревестник»)

Для добычи алмазов из алмазосодержащей породы (в целом это сложный, многостадийный процесс [1]) на фабриках России и мира применяются в основном люминесцентные сепараторы, которые используют свойство алмазов люминесцировать под действием рентгена. Однако алмазы очень различаются [2] по этой способности – выделяют алмазы первого и второго типа (безазотные), слабосветящиеся. С другой стороны, в породе встречаются другие рентгенолюминесцирующие минералы – кальциты, цирконы, и т.д. Поэтому увеличение чувствительности регистрации, для обнаружения слабосветящихся алмазов, приводит к росту количества ложных отсеков и снижению кондиции алмазного концентрата.

Доля не люминесцирующих алмазов зависит от месторождения (видимо, важен состав мантийных газов [3], сформировавших алмазную трубку) и может быть заметной, 2-10%.

Среди альтернативных подходов к задаче обогащения алмазного сырья (предлагается, в том числе, использовать нейтронное излучение) выделяется метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии [4-5]. Определение коэффициентов пропускания в области центров зерен для двух рентгеновских источников, с различным спектром, позволяет различать алмазы и зерна породы, так как коэффициенты ослабления алмаза и породы и их зависимость от энергии рентгеновского излучения различны. Алмазы отвечают номеру таблицы Менделеева $Z=6$, их плотность 3.53 г/см³. Средний атомный номер породы

(кимберлитов) заметно больше, $Z_{\text{эф}} \sim 12$. В отличие от люминесцентных, рентгенографические сепараторы (РГС) извлекают любые алмазы, независимо от их люминесцирующей способности.

На рисунке 1а даны массовые коэффициенты ослабления алмаза и «породы» в зависимости от энергии фотонов. На рисунке 1б показано, как располагаются на квадрате, образованном коэффициентами пропускания на двух энергиях, разные вещества: имитаторы алмаза (полиуретан с графитом, алмазный порошок в ПВА, плотность 1.2 и ~ 2), фторопласт, а также зерна породы (крупные пропускают меньше).

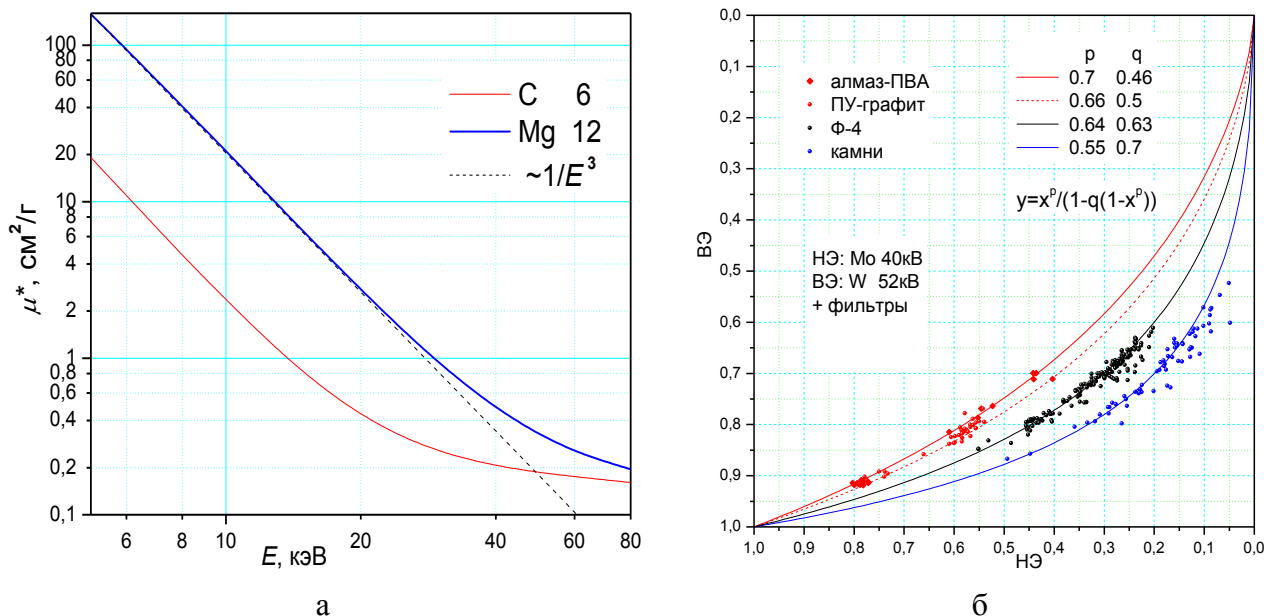


Рис. 1. Массовые коэффициенты ослабления углерода и «породы» ($Z_{\text{эф}}=12$) от энергии (а) и «линии» углерода, фторопласта и породы на квадрате коэффициентов пропускания (б).

На НПП «Буревестник» были изготовлены опытные образцы рентгенографических сепараторов РГС-2 (основной сепаратор с производительностью 1.2 тонны в час) и РГС-1М (доводочный сепаратор, производительность 100 кг/час). Эти сепараторы предназначены для обработки (сухого) алмазосодержащего материала с размером частиц от 3 до 6 мм (т.е. фракция -6+3, в которой допускается замельчение, частицы до 2 мм, и закрупление, до 8 мм). Сепараторы находятся на ОФ №16 (НГОК) в опытной эксплуатации (рис. 2, 3).

В каналах низкой и высокой энергии (НЭ и ВЭ) этих сепараторов используются рентгеновские трубки ЗБХВ23 (до 70 кВ) с молибденовым и вольфрамовым анодом, соответственно. Спектр ВЭ корректируется с помощью фильтра (фольга никеля или меди). Главным элементом детектора РГС-2 являются фотодиодные линейки с шагом ячеек 0.4 мм; толщина сцинтиллятора $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ равна 0.3 мм (или $145 \text{ мг}/\text{см}^2$). В сепараторе РГС-1М используются линейки с меньшим шагом (отсюда большее время скана и меньшая скорость транспортера).

В настоящее время на НПП «Буревестник» заканчивается изготовление (и настройка) партии серийных сепараторов РГС-1М (рис. 4). Сепараторы оснащаются новой стойкой управления с тач-панелью и кондиционером. В них применены также новые ВИПы Spellman, с напряжением до 75 кВ (вместо «обычных» 60 кВ; это важно для канала ВЭ с W-трубкой).



Рис. 2. Сепаратор РГС-2 в опытной эксплуатации на ОФ №16.



Рис. 3. Сепаратор РГС-1М используется на ОФ №16 для доводки концентрата РГС-2.



Рис. 4. В рабочий «полдень»: серийные сепараторы РГС-1М на «Буревестнике»

На рисунке 4б показаны трубки БХВ23 в маслonaполненных кожухах над лентой транспортера. В дальнейшем предполагается использовать новые (модернизированные) трубки БХВ24, производства «Светланы-Рентген», в которых будет увеличен (примерно на 50%) угол съема излучения с анода, а также увеличено максимальное рабочее напряжение для трубок с вольфрамовым анодом – до 75 кВ.

Литература.

1. Danoczi J., Koursaris A., South J. Afr. Inst. of Mining and Metal., 108, 89 (2008).
2. Соболев Е. В. Тверже алмаза (очерки) / Новосибирск: Наука, 1989. – 192 с.
3. Портнов А. М. Алмазы – сажа из труб преисподней / Наука и жизнь. № 10, 1999. – 80 с.
4. Rebuffel V. and Dinten J. M. Dual-energy X-ray imaging: benefits and limits / Insight: Non-Destructive Testing & Condition Monitoring. Oct 2007, Vol. 49 Issue 10, p.589.
5. Firsching M., Nachtrab F., Mühlbauer J., Uhlmann N. Detection of Enclosed Diamonds using Dual Energy X-ray imaging. 18th World Conference on Nondestructive Testing, 16-20 April 2012, Durban, South Africa.

СПОСОБ ОЦЕНКИ КОЛИЧЕСТВЕННОГО СОДЕРЖАНИЯ САМОРОДНОГО ЗОЛОТА В РУДЕ

*Староверов Н. Е., Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю., Жамова К. К., Терентьева О. В.,
Холопова Е. Д. (СПбГЭТУ)*

Большинство известных способов определения количественного содержания золота в руде основано на непосредственном извлечении золота из руды и последующем его взвешивании. Недостатками известных способов, помимо существенных затрат на измельчение руды, является сложный процесс очистки сточных вод. Рентгеноспектральный способ устраняет необходимость непосредственного извлечения золота из золотоносной породы. Однако ему также требуются достаточно сложная технологическая операция подготовки пробы и длительное время для получения информации о спектре вторичного излучения.

Для устранения перечисленных выше недостатков известных способов разработан рентгеноабсорбционный способ определения количественного содержания самородного золота в золотоносной породе, обеспечивающий принципиальное снижение требований к крупности (степени измельчения) породы в пробе и повышение экспрессности исследований за счет существенного сокращения времени анализа одной пробы.

Способ заключается в непосредственном просвечивании пробы потоком рентгеновского излучения, регистрации рентгеновского изображения пробы и последующего компьютерного анализа полученного изображения с помощью специализированной программы для ЭВМ [1]. Наиболее важной задачей при оценке перспективности этого способа является определение минимальных размеров отдельных частиц золота и максимальной общей толщины пробы, для которых сохраняются необходимые резкость и контраст изображения частиц золота на общем фоне изображения породы. Очевидно, что

указанные параметры определяют точность и производительность способа. На рисунке 1 представлена рентгенооптическая схема просвечивания пробы по разработанному способу.

Схема позволяет рассчитать геометрические параметры съемки, а именно размер фокусного пятна источника рентгеновского излучения, расстояние от источника излучения до пробы и от пробы до приемника рентгеновского изображения, а также разрешающую способность приемника для заданных линейных размеров, подлежащих обнаружению частиц золота. Используется микрофокусный способ съемки [2], позволяющий получить увеличенное изображение частицы золота, размер которого соответствует необходимому для ее уверенной регистрации количеству пикселей приемника изображения.

Для расчета контраста изображения частиц золота используется оригинальная методика расчета спектров рентгеновского излучения [3]. Методика позволяет (рис. 2) при заданных минимальной толщине частицы золота h и величине порогового контраста ее изображения K определить допустимую толщину кусков породы в пробе в зависимости от напряжения источника излучения с учетом химического состава золотоносной породы.

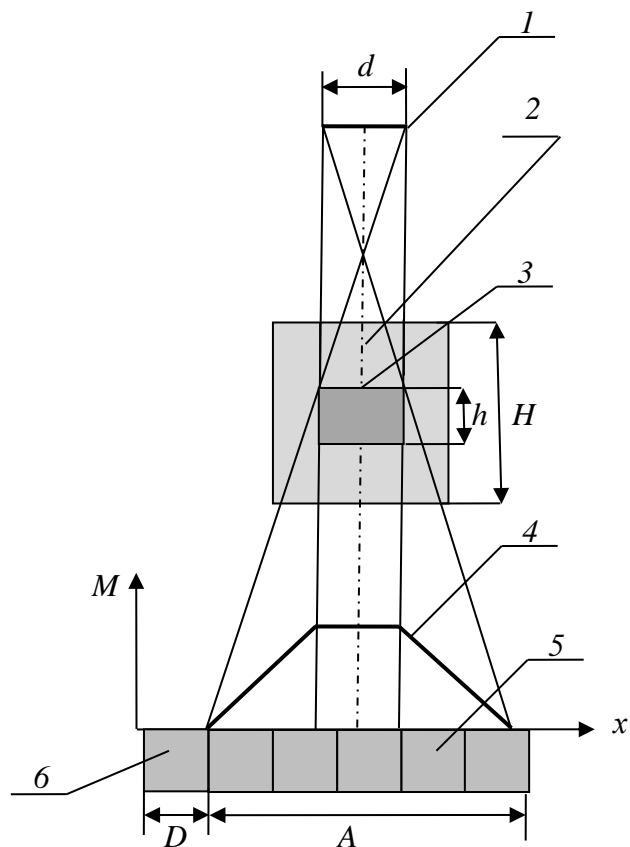


Рис. 1. Рентгенооптическая схема метода.

1 – фокусное пятно источника рентгеновского излучения; 2 – кусок породы; 3 – частица золота; 4 – эюра плотности почернения; 5 – приемник рентгеновского изображения; 6 – пиксель приемника изображения; M – плотность почернения; d – размер фокусного пятна; h – размер частицы золота; H – размер куска породы; D – размер пикселя; A – размер изображения частицы

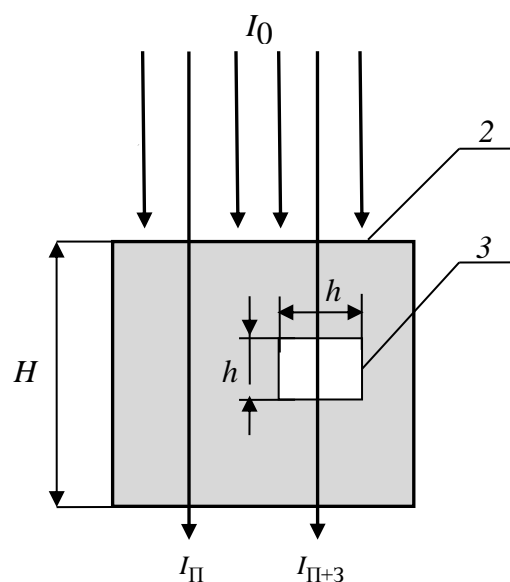


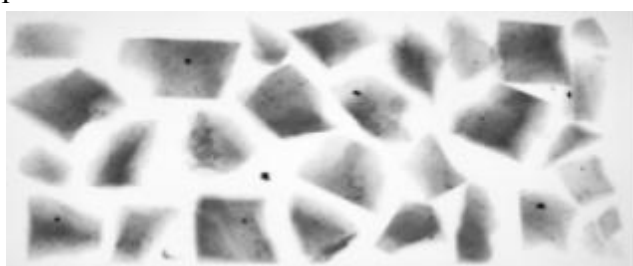
Рис. 2. К определению контраста изображения частиц золота:

1 – кусок породы, 2 – частица золота, I_0 – интенсивность излучения на поверхности частицы руды; $I_П$ – интенсивность излучения за участком куска породы, не содержащим золота; $I_{П+3}$ – интенсивность рентгеновского излучения за участком куска породы, содержащим частицу золота; H – толщина куска породы; h – толщина частицы золота.

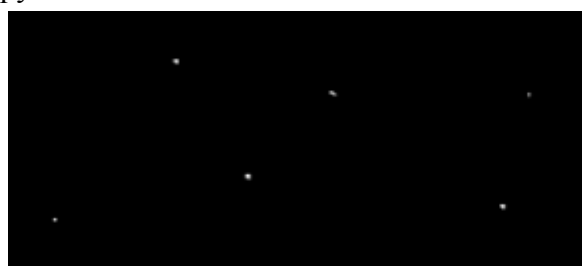
Результаты расчетов показали, что заданная величина порогового контраста K изображения частицы золота не хуже 1% (атомный номер Z равен 79) в куске породы (усредненный атомный номер Z равен 7) обеспечивается при соотношении толщин частицы золота и куска руды h/H не менее, чем 1:100. Таким образом, с целью обнаружения частиц золота толщиной, например от 0,1 мм и выше, толщина монослоя кусков породы в пробе должна быть менее 10 мм. Такой класс крупности при подготовке пробы породы может быть обеспечен даже в полевых условиях. Для оценки количественного содержания золота в пробе с помощью специальной компьютерной программы [4] определяются площадь изображения каждой обнаруженной частицы золота и площадь изображения кусков породы в пробе. Затем вычисляется содержание золота n в пробе по следующему выражению (1):

$$n = (r_Z \Sigma(S_Z)^{1.5}) / (r_{\bar{I}} \Sigma(S_{\bar{I}})^{1.5}) \cdot 100,$$

где S_Z – площадь изображения частиц золота на рентгеновском снимке пробы; $S_{\bar{I}}$ – площадь изображения кусков породы на рентгеновском снимке пробы, r_Z и $r_{\bar{I}}$ – плотность золота и породы соответственно. Для практического использования способа была применена передвижная рентгенодиагностическая установка ПРДУ-02, которая состоит из рентгенозащитной камеры, источника излучения и пульта управления рентгеновским излучением. Диапазон изменения анодного напряжения – 5...50 кВ, диапазон изменения анодного тока – 20...200 мкА. Основным достоинством установки ПРДУ-02 является малый размер фокусного пятна рентгеновской трубки (менее 50 мкм), который обеспечивается в широком диапазоне анодных напряжений, что позволяет получать изображение пробы породы высокого качества с увеличением от нескольких раз до нескольких десятков раз. В качестве приемника излучения используется система на основе экрана с фотостимулируемым люминофором. На рисунке 3 представлен снимок с увеличением изображения фрагмента пробы в виде монослоя кусков породы с характерными линейными размерами около 5 мм. Исходный снимок (рис. 3а) используется для оценки содержания золота в породе. На рисунках 3б и 3в представлены результаты его обработки с целью расчета площади частиц золота и площади частиц руды соответственно.



а



б



в

Рис. 3. Рентгеновские снимки монослоя кусков породы с увеличением изображения: а – исходное изображение фрагмента пробы; б – выделение частиц золота; в – выделение кусков породы.

Соотношение указанных площадей равно $7,8 \cdot 10^2$, тогда, если учесть плотность золота и породы – $19,3 \text{ г/см}^3$ и $2,6 \text{ г/см}^3$ соответственно, то содержание золота в этой пробе составляет 0,034 процента или 340 грамм на тонну породы. Для сравнения, в настоящее время эксплуатируются месторождения, содержание золота в которых составляет от нескольких грамм золота на тонну породы.

Полученные результаты с учетом простоты способа, а также относительно небольших затрат на его применение, могут быть использованы при разработке технологии определения количественного содержания самородного золота в породе не только в стационарных лабораторных, но и полевых условиях.

Литература.

1. Заявка на изобретение №2015131375 от 28.07.2015 Способ определения количественного содержания самородного золота в руде. Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю., Жамова К. К. и др.

2. Пат. на изобрет. 2284148 РФ, МПК 7А61В6/14. Способ получения рентгеновских снимков при рентгенологических исследованиях. / Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю.; - Заявл. 16.05.05; опубл. 27.09.06, Бюл. №27.

3. Свид. об. офиц. рег. прог. для ЭВМ 2010617671 РФ. Баранов И. М., Грязнов А. Ю., Бессонов В. Б., Жамова К. К., Потрахов Е. Н. Программа для моделирования спектров излучения и расчета экспозиционной дозы (ИНФО - Спектр).

4. Свид. об. офиц. рег. прог. для ЭВМ. 200961610 РФ. Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю., Бессонов В.Б., Казакова Н.В. Программа для оценки информативности медицинских рентгенодиагностических снимков (ИНФО – анализ).

5. Нино В. П., Грязнов А. Ю., Потрахов Е. Н., Потрахов Н. Н. Рентгенодиагностическая установка для экспресс-контроля качества // Пищевая промышленность - 2008 - № 5 - С. 18-19.

МИНИАТЮРИЗАЦИЯ ВЫСОКОВОЛЬТНЫХ ЭЛЕКТРОВАКУУМНЫХ УСТРОЙСТВ

***Бочков В. Д., Бочков Д. В., Панов П. В., Терешин В. И., Трубицын А. А.
(ООО "Импульсные технологии")***

Батраков А. В., Карлик К. В., Озур Г. Е., Проскуровский Д. И. (ИСЭ СОРАН)

Надежность высоковольтных электровакуумных и газоразрядных приборов (ЭВП и ГРП) – рентгеновских и нейтронных трубок, гиротронов, тиратронов, а также ускорителей – в значительной степени связана с проблемами повышения их электропрочности [1].

Известные технологии, применяемые в производстве ЭВП и ГРП, не обеспечивают достаточной электрической прочности, соответствующей современным потребностям. Для решения этой проблемы необходимо учитывать взаимовлияние процессов на поверхности высоковольтных электродов, на внутренней и наружной поверхностях диэлектрической оболочки, а также в её объёме. Одним из важнейших элементов, определяющих электропрочность высоковольтных ЭВП, является диэлектрическая оболочка. Рентгеновские

трубки - ЭВП с относительно большими расстояниями между электродами (более 5 мм) являются наиболее распространенными приборами. Диэлектрическая оболочка при работе трубок подвергается действию комплекса факторов: сильных электрических полей, облучению жесткими рентгеновскими квантами, ионами и электронами высоких энергий. Источниками электронов, кроме катода, являются центры автоэлектронной эмиссии на поверхности фокусирующих электродов. Интенсивные ионные потоки возникают при пробоях вакуумной изоляции, по поверхности твёрдого диэлектрика. В результате на поверхности и в объеме диэлектрической оболочки накапливаются электрические заряды [2-4], которые могут вызвать пробой приповерхностных слоев с выходом канала пробоя на внутреннюю поверхность оболочки, выбросом плазмы в высоковольтный промежуток, что резко снижает его электрическую прочность.

Кроме снижения электропрочности описанные процессы могут привести и к катастрофическому разрушению диэлектрика – сквозному пробую, приводящему к потере герметичности и выходу прибора из строя. Наиболее эффективным способом, позволяющим повысить электрическую прочность оболочки и надежность работы электронного прибора, является использование диэлектрических покрытий с объёмной удельной электропроводностью выше проводимости самой оболочки. Покрытия наносятся на внутреннюю поверхность оболочки в областях с высокой напряженностью поля. При этом покрытие выполняется из композиционного материала, в основе которого используется поликристаллический высокотемпературный полупроводящий материал, каждая частица которого с размером от 10 нм до 10 мкм содержит на своей поверхности нанослой скрепляющего диэлектрического материала, например оксида кремния (SiO_2) [3].

Другим фактором, существенно влияющим на электропрочность приборов, является интенсивность автоэлектронной эмиссии из электродов. Подавление автоэмиссии позволяет не допускать накопления больших плотностей заряда в объеме диэлектрика, уменьшить вероятность возникновения приповерхностных и сквозных пробоев диэлектрика (т.е. существенно понизить влияние первого фактора), и, тем самым, уменьшить вероятность появления ионных потоков внутри прибора. Снизить интенсивность автоэлектронной эмиссии можно путём очистки и сглаживания рельефа поверхности, т.е. удаляя микровыступы, инородные пленки и включения.

В существующем производстве, как правило, обработка поверхности электродов ведётся тривиальными методами: механической (полировкой) и гальванической обработкой. Однако даже самая тщательная полировка поверхности при наличии её кристаллической структуры, не обеспечивает длительную высокую электропрочность. В частности, на сроке службы под действием электрических полей и паров металлов из кристаллической структуры электродов наблюдается рост монокристаллов, в направлении поля и, соответственно, усиление токов автоэмиссии. В связи с этим повысить надежность можно только учитывая микроструктуру поверхности и соответственным образом добиваясь её модификации в нано-размерах, затрудняя появление кристаллов на ней. Повысить электропрочность можно за счёт модификации поверхности путём импульсного оплавления её сильноточным электронным пучком [4]. В работе представлены результаты исследований работы рентгеновской трубки, при создании которой применены новые технологии модификации поверхности изолятора и электродов.

Принципиальная конструкция трубки приведена на рисунке 1. Трубка содержит катод 1, высоковольтные электроды: катодный чехол (управляющую сетку) 2 и анод 3, керамическую или стеклянную оболочку 4, мишень 5. На внутренней поверхности диэлектрической оболочки 4 нанесено покрытие 6 из композиционного материала, в основе которого используется поликристаллический материал с объемной проводимостью частиц от $10^{-11} \text{ Ом}^{-1} \text{ см}^{-1}$, каждая из которых содержит на своей поверхности нанослой скрепляющего диэлектрического материала. Такое покрытие обычно имеет пористость порядка 30-40%.

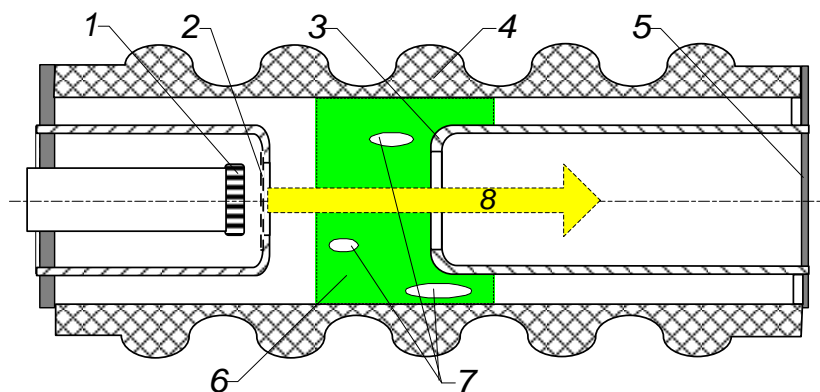


Рис 1. Общий вид рентгеновской трубки.

Покрытия наносятся на оболочку в местах, подверженных действию высокой напряженности электрического поля и электронной бомбардировке. На рисунке 1 показаны проекции 7 бомбардирующих оболочку 4 автоэлектронных пучков. Эмиссионные центры этих пучков расположены на боковой поверхности отрицательного высоковольтного электрода, которым в данном случае является сетка 2. Автоэмиссионные электроны с торцевой части сетки, а также электроны с катода, в основном, фокусируются на мишень 5. В качестве основного материала покрытия можно использовать окислы хрома, бора или циркония в виде поликристаллической массы. Глубина слоя в зависимости от материала диэлектрика и технологии его производства составляет 5-20 мкм.

Высоковольтные электроды созданной нами рентгеновской трубки модифицируются на глубину до 10 мкм посредством сверхбыстрой (длительность импульса 2–4 мкс) термообработки её сильноточным (20–30 кА) нерелятивистским (20–30 кэВ) электронным пучком ($5\text{--}15 \text{ Дж/см}^2$) большого поперечного сечения (до 100 см^2) [4] до температуры, когда появляется заметное испарение материала электродов. Импульсное плавление приводит к сглаживанию поверхности электродов и очистке ее от примесей и растворенных газов, позволяет существенно снизить шероховатость поверхности и, таким образом, снизить паразитную автоэлектронную эмиссию и повысить электропрочность прибора. При обработке серией 10–50 импульсов глубина очистки достигает десятков микрон, высота микрорельефа – порядка 0.1–0.2 мкм и менее.

Высокая скорость охлаждения обрабатываемого слоя (до 10^9 К/с) позволяет существенно уменьшить размер зерна (до субмикронных и нано- масштабов), либо получить аморфную структуру на глубину до 20 мкм. Можно также формировать поверхностные сплавы путём сплавления предварительно нанесённой пленки соответствующего материала.

На основании анализа результатов проведенного компьютерного моделирования электрических полей и фокусировки электронных потоков была разработана конструкция

электронно-оптической системы рентгеновской трубки с постоянным ускоряющим напряжением до 160 кВ.

Катодный чехол обеспечивает необходимую фокусировку электронного потока в катодной области. Этот электрод выполнен в виде массивного медного цилиндра (рис. 1) с поверхностью, модифицированной сильноточным электронным пучком. В сочетании с последующей тренировкой промежутка слаботочными импульсными разрядами это позволило существенно повысить надежность вакуумной изоляции. Например, импульсная пробивная напряженность поля возросла в 2–3 раза, а предпробойные токи уменьшились на 2–3 порядка величины. Достигнута импульсная электрическая прочность вакуумных промежутков около 1 МВ/см при площади электродов 10 см².

Другая технология – использование диэлектрических покрытий с повышенной объемной проводимостью позволило нам резко улучшить не только электропрочность приборов, но и другие параметры. Например, в обычном приборе распределение потенциала вдоль поверхности оболочки резко неоднородно по времени и месту из-за бомбардировки электронами, эмитируемыми катодным чехлом. Это приводит к девиации электронного пучка, эмитированного термокатодом, нестабильности положения его фокуса и к искажению диаграммы направленности выходного излучения. Диэлектрические покрытия стабилизируют потенциал оболочки.

Рентгеновская трубка с габаритами Ø52×200 мм изготовлена в металлокерамическом исполнении в двух вариантах: с выпуском излучения через металлическое окно и через утонченную оболочку (рис. 2). Массивный медный анод с закрепленной на его торце вольфрамовой мишенью, выходящий наружу прибора, дает возможность рассеивания выделяющейся в нем мощности с помощью воздушного или водяного охлаждения.

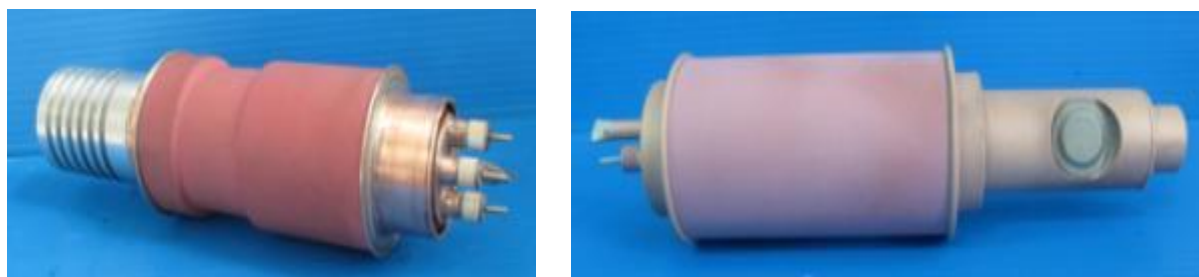


Рис. 2. Фото рентгеновской трубки с массивным анодом и боковым выходом излучения – через керамику (слева) и из вынесенного окна (справа).

Заключение. Разработаны малогабаритные металлокерамические рентгеновские трубки на напряжение 160 кВ. Импульсное оплавление поверхности катодного и анодного фокусирующих электродов сильноточным электронным пучком, а также нанесение покрытий с повышенной удельной проводимостью на внутреннюю поверхность диэлектрической оболочки позволили снизить интенсивность паразитной эмиссии заряженных частиц внутри трубки и не допустить накопления большой плотности заряда оболочки. В совокупности это обеспечило резкое снижение вероятности возникновения пробоев диэлектрической оболочки и высокую электрическую прочность трубки в целом.

Использование новой технологии позволяет снизить их габариты и вес ЭВП до значений, недостижимых с помощью известных конструкторских и технологических приемов.

Литература.

1. Slivkov I. N. Electrical insulation and discharge in vacuum / Atomizdat, Moscow, 1972.
2. Bochkov V. D. and Pogorel'skii M. M. Study of the charge distribution over insulating envelope in a high-voltage vacuum device / Journal of Technical Physics (Russian), vol. 69, No. 6, 1999, pp. 30-35.
3. Bochkov V. D. and Pogorel'skii M. M. Effect of the performance of insulating elements on the reliability of high-voltage vacuum devices / Instruments and Experimental Techniques, vol. 41, No. 2, 1998, pp. 210-215.
4. Ozur G. E., Proskurovsky D. I., Rotshtein V. P., Markov A. B. Production and application of low-energy, high-current electron beams / Laser & Particle Beams, vol. 21, No. 2, 2003, pp.157-174.
5. Bochkov V. D. Electrohydrodynamic pump for cooling of high-voltage devices / ISDEIV 21, Yalta, Crimea, Oct. 2004, pp. 669-671.

ИМПУЛЬСНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ АППАРАТЫ С ИНДУКТИВНЫМ НАКОПИТЕЛЕМ ЭНЕРГИИ

Кузнецов В. Л., Корженевский С. Р., Бессонова В. А., Комарский А. А., Чепусов А. С.

(ИЭФ УрО РАН) Бочков В. Д., Бочков Д. В., Панов П. В., Терешин В. И.

(ООО "Импульсные технологии")

Грин М. Я., Солодов Д. Л.

(ООО «Субмикроволновая диагностическая аппаратура»)

В 2002 году сотрудникам Института электрофизики УрО РАН была присуждена Государственная премия РФ в области науки и техники за создание мощного высоковольтного полупроводникового прерывателя тока. Разработка твердотельного прерывателя тока позволила создать серию импульсных рентгеновских аппаратов с индуктивным накопителем энергии, сочетающих в себе лучшие параметры, как аппаратов постоянного тока с термоэмиссионными рентгеновскими трубками, так и импульсных аппаратов со взрывоэмиссионными трубками.

В традиционной схеме высоковольтных импульсных аппаратов применяется емкостной накопитель энергии с обязательным использованием газонаполненного разрядника-обострителя высокого давления. Такая схема позволяет создавать устройства с минимальными массо-габаритными показателями среди всех видов рентгеновских генераторов, при сравнимых уровнях высокого напряжения. Однако аппараты такого типа генерируют импульсы рентгеновского излучения с частотами 10-20 Гц, а выходная мощность не превышает 300 Вт, что ведет к необходимости значительного увеличения длительности экспозиции. И если в дефектоскопии длительность экспозиции не является решающим фактором при проведении работ, то в медицинской диагностике время исследования - один из важнейших показателей, определяющих, как качество снимка, так и саму возможность применения конкретного рентгеновского источника в данной области. Это является основной причиной, исключившей применение импульсных аппаратов с емкостным накопителем энергии в медицинской диагностике.



Рис. 1. Импульсный рентгеновский аппарат «Ясень-01».

Импульсные генераторы с индуктивным накопителем и полупроводниковым прерывателем представляют собой полностью твердотельную систему, не использующую газонаполненные коммутаторы. В результате, частота следования импульсов высокого напряжения достигает нескольких килогерц, с амплитудной стабильностью не хуже 1%, при выходной мощности более 1 кВт, что позволяет использовать импульсные аппараты в медицинской диагностике. На рисунке 1 представлено фото подобного генератора – медицинского диагностического аппарата "Ясень-01" производства ООО «Субмикроволновая диагностическая аппаратура». На рисунке 2 приведена принципиальная схема данного генератора. Частота следования импульсов достигает 4 кГц, а выходная мощность – 2кВт. Кроме того, отличительной особенностью импульсных рентгеновских аппаратов с индуктивным накопителем энергии и полупроводниковым прерывателем тока является регулировка выходного напряжения, что принципиально невозможно для генераторов с емкостным накопителем и газонаполненным неуправляемым разрядником-обострителем. Дело в том, что амплитуда выходного импульса напряжения прямо пропорционально зависит от индуктивности контура и скорости обрыва тока.

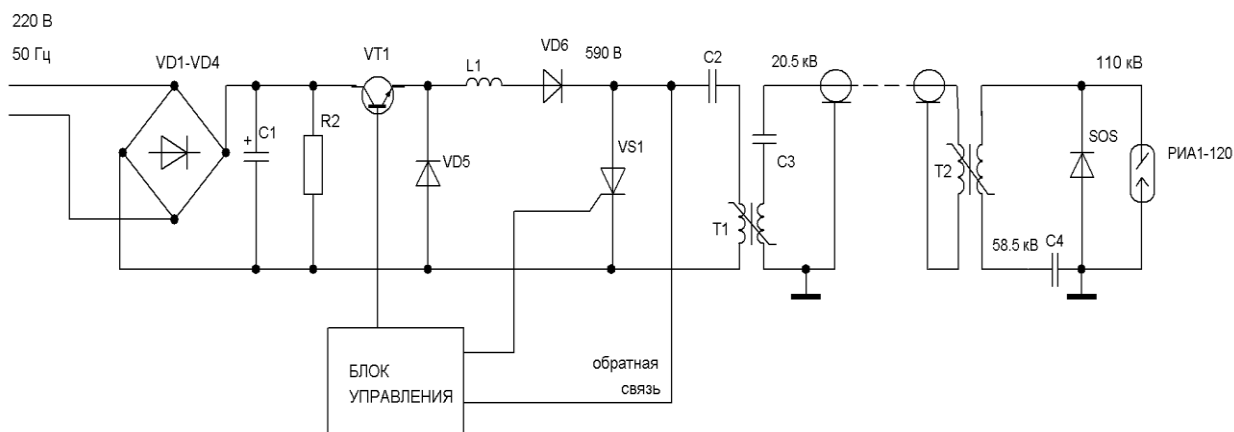


Рис. 2. Принципиальная схема аппарата Ясень-01.

Регулировка уровня напряжения в первичном накопителе генератора С2 (рис. 2), приводит к изменению амплитуды тока в контурах генератора, что ведет к изменению скорости обрыва импульса тока полупроводниковым прерывателем SOS и, соответственно, увеличению или уменьшению амплитуды импульса выходного напряжения (рис. 3).

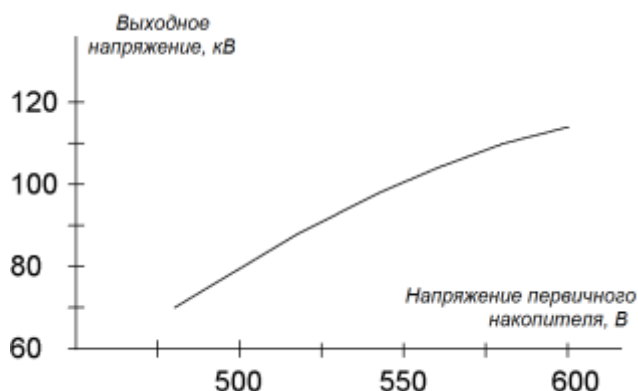


Рис. 3. Регулировка выходного напряжения высоковольтного генератора в зависимости от напряжения первичного накопителя.



Рис. 4. Фото импульсных трубок типа ИРТД150 на напряжение 75-150 кВ. Диаметр керамической оболочки 30 мм.

В то же время известно, что электрическая прочность промежутка определяется не только напряженностью поля, но и длительностью действия поля в данном межэлектродном зазоре. Совокупность этих факторов приводит к тому, что неуправляемые двухэлектродные рентгеновские трубки с металлодиэлектрическим катодом, разработанные Институтом электрофизики УрО РАН в сотрудничестве с ООО «Импульсные технологии» (рис. 4, 5), работают в достаточно широком диапазоне напряжений. Например, на рисунке 6 приведен график, демонстрирующий работоспособность двухэлектродной импульсной трубки ИРТД100 в диапазоне напряжений от 75 кВ до 105 кВ, при частоте следования импульсов 2 кГц. Кроме того, в отличие от аппаратов с термоэмиссионными рентгеновскими трубками, импульсный аппарат позволяет значительно снизить дозовые нагрузки на пациента при проведении медицинской диагностики [1, 2]. Как известно, в состав медицинских фотографических приемников излучения входят усиливающие рентгенолюминесцентные экраны, характеризующиеся, кроме всего прочего, эффектом послесвечения [3], длительность которого составляет сотни микросекунд для любых рентгенолюминесцентных материалов.

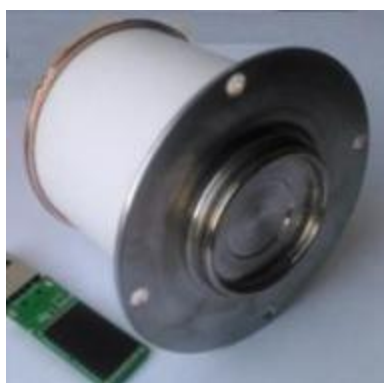


Рис. 5. Фото импульсных трубок типа ИРТД300 на напряжение до 300 кВ..

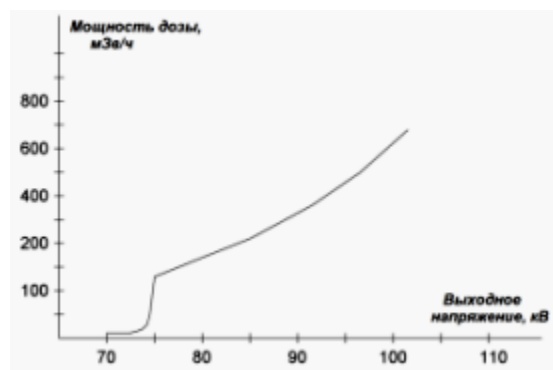


Рис. 6. Мощность дозы рентгеновского излучения генерируемого трубкой ИРТ150

Применение рентгеновских источников постоянного тока не позволяет использовать эффект послесвечения, поскольку длительность генерации постоянного рентгеновского излучения составляет от сотен миллисекунд до десятков секунд, что на несколько порядков превышает длительность послесвечения люминофора.

Однако, генерация излучения с помощью рентгеновской трубки с холодным взрывоэмиссионным катодом в виде серии импульсов наносекундной длительности [4, 5] с частотой следования порядка нескольких килогерц, позволяет использовать эффект послесвечения и в разы снизить дозу, необходимую для получения качественного снимка (рис. 7).

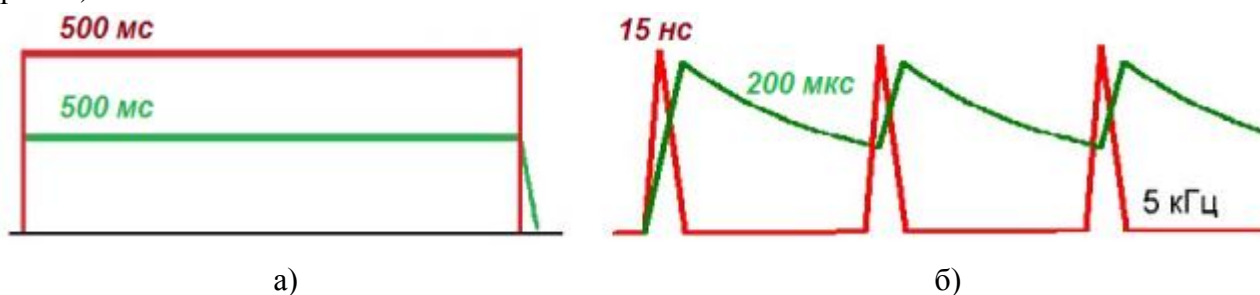


Рис. 7. Характер генерации рентгеновского излучения и свечения люминофора, красное – рентгеновское излучение, зеленое – свечение люминофора. а) аппарат постоянного тока с термоэмиссионной рентгеновской трубкой, б) импульсный частотный наносекундный аппарат со взрывоэмиссионной рентгеновской трубкой.

В таблице 1 приведены результаты сравнительных испытаний импульсного рентгенодиагностического комплекса в составе импульсного наносекундного рентгеновского палатного аппарата Ясень-01 и плоскопанельного детектора Carestream DRX-1 с серийно выпускаемыми рентгенодиагностическими комплексами на базе рентгеновских аппаратов постоянного тока. В качестве таковых рассмотрены мобильный рентгенодиагностический аппарат Definium AMX 700 с плоскопанельным детектором производства General Electric и стационарный рентгенодиагностический комплекс Evolution HV производства STEPHANIX с плоскопанельным детектором Canon CXDI-40EC. Испытания проведены в ФГБУ «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт фтизиопульмонологии» Министерства здравоохранения РФ.

Таблица 1.

Название аппарата	Область исследования	Эквивалентная доза, мЗв	Относительная доза
Ясень-01	Легкие (передняя проекция)	0,027	1
Definium AMX 700	Легкие (передняя проекция)	0,569	21,1
Evolution HV	Легкие (передняя проекция)	0,721	26,7

Таким образом, импульсные рентгеновские аппараты с индуктивным накопителем энергии и полупроводниковым прерывателем тока приближаются по своим потребительским качествам к аппаратам постоянного тока, позволяя регулировать напряжение включения рентгеновской трубки, а выходная мощность регулируется изменением частоты следования импульсов. При этом импульсные аппараты остаются более легкими и компактными, что облегчает работу оператора с генератором.

Литература.

1. Можарова И. Э., Корженевский С. Р., Кузнецов В. Л. Анализ принципов работы импульсных рентгеновских аппаратов / Медицинский бизнес, 2012. – № 12. – С. 40–42.
2. Komarskiy A. A., Chepusov A. S., Kuznetsov V. L. et al. Reducing Radiation Dose by Using Pulse X-Ray Apparatus / Journal of Biosciences and Medicines, 2014, 2, No. 2, P. 17–21.
3. Казанкин О. Н., Марковский Л. Я., Миронов И. А. и др. Неорганические люминофоры / Л.: Химия, 1975. – 192 с.
4. Пат. 2334465 РФ. Мобильный малогабаритный рентгеновский аппарат. Филатов А. Л., Бастриков В. Л., Корженевский С. Р., Кузнецов В. Л., Поникаровских А. Э., 2008.
5. Пат. 130135 РФ. Импульсная металлокерамическая рентгеновская трубка. Корженевский С. Р., Кузнецов В. Л., Комарский А. А., Чепусов А. С., 2013.

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫХ СРЕДСТВ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ КАЧЕСТВА МР-ИЗОБРАЖЕНИЙ И ПРОВЕДЕНИЯ СРАВНИТЕЛЬНОЙ ОЦЕНКИ НЕОПЛАСТИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В РЕЖИМЕ DWIBS/DWI

Сергунова К. А. (ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ»)

Важную роль в диагностике злокачественности или доброкачественности костной и мягких тканей играет количественная оценка диффузно-взвешенных последовательностей (DWI) и их модификации DWIBS (Diffusion Weighted Whole Body Imaging with Background Body Signal Suppression – диффузно-взвешенные изображения всего тела с подавлением фонового сигнала от тела), полученных при различных характеристиках b-фактора (от 1 до 1000). Определяющими параметрами данного метода исследования при диагностике неопластических образований являются величина яркости области интереса на МР-изображениях, полученных в режиме DWIBS, и значение коэффициента диффузии (ИКД) – apparent diffusion coefficient (ADC), получаемое по DWI-изображениям. Как показано в различных исследованиях [1-3], достижение значения ИКД, большего $1.03 \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$, может быть серьезным основанием для подозрения на злокачественность объемного образования или малигнизацию, а режим DWIBS является единственным патогенетически обоснованным методом диагностики неопластических образований. На сегодняшний день значение коэффициента диффузии, определяемое по DWI-изображениям, не контролируется в процессе проведения эксплуатационных испытаний, а численное значение интенсивности сигнала при DWIBS будет зависеть от технических характеристик РЧ-системы, в том числе РЧ-катушек, а, следовательно, будет меняться при выборе области исследования: голова, брюшная полость, коленный сустав и т.д. Это обстоятельство требует разработки методов и аппаратно-программных средств, позволяющих контролировать параметры качества МР-изображений в режиме DWI (DWIBS), а также генерировать экстракорпоральный сигнал для проведения сравнительной оценки и дифференциации неоклассических процессов.

Для решения данной задачи были проанализированы 20 различных материалов, генерирующих сигнал в режиме DWI (DWIBS). Используемые для анализа МР-изображения

были получены на аппаратно-программном комплексе «INJENIA» с индукцией магнитного поля 1,5 Тл (магнитно-резонансный томограф производства Philips) со следующими параметрами: стандартный аксиальный протокол DWIBS/DWI с толщиной среза 5,0 мм, число сбора данных NEX - 2, характеристики b-фактора – 0, 1, 250, 500, 750, 1000. В результате проведенных исследований были определены два кремний-органических соединения, наиболее подходящих для получения экстракорпорального опорного сигнала и контроля ИКД в процессе эксплуатации магнитно-резонансного томографа. На основании полученных данных была разработана конструкция фантома для контроля параметров и характеристик магнитно-резонансных томографов, в том числе при использовании протокола последовательности DWIBS/DWI. Для проведения сравнительной оценки злокачественных и доброкачественных образований, а также дегенеративно-дистрофических и воспалительных изменений в среде Matlab была разработана программа, позволяющая выделить указанные выше структуры и определить их различные параметры: центр масс, радиус кривизны в данной точке контура образования, отношение интенсивности яркости структуры относительно опорного сигнала фантома и т.д.

Таким образом, в результате проведенной работы были разработаны аппаратно-программные средства для контроля параметров в режиме DWI (DWIBS), а также создания базы данных неопластических процессов.

Литература.

1. Морозов А. К. Диффузионно-взвешенное магнитно-резонансное исследование пояснично-крестцового отдела позвоночника (DWIBS) у пациентов с костной патологией [Электронный ресурс]/ А. К. Морозов, И. Н. Карпов, Е. А. Патрикеев // II съезд национального общества нейрорадиологов: сб. науч. тр. – Москва, 2014. – 4-5 июля. – С. 25-26.

2. Awad F. M. Threshold of Apparent Diffusion Coefficient in the Differentiation between Benign and Malignant Breast Lesions on MR Mammography [Электронный ресурс] / Fatma Mohamed Awad // Journal of Medical Diagnostic Methods – Vol.72 – Issue 3 –December, 2009 – P. 381 –387.

3. Holzapfel K. Value of diffusion-weighted MR imaging in the differentiation between benign and malignant cervical lymph nodes [Электронный ресурс]/ K. Holzapfel, S. Duetsch, M. Eiber, E. J. Rummeny, J. Gaa // European Journal of Radiology –Vol. 4 – Issue 2 – May, 2015.

НОВАЯ РЕНТГЕНООПТИЧЕСКАЯ СХЕМА СПЕКТРОМЕТРА ПОЛНОГО ВНЕШНЕГО ОТРАЖЕНИЯ С ВОЛНОВОДОМ-РЕЗОНАТОРОМ

***Лукьянченко Е. М., Руденко В. Н. (ООО «Полюс»),
Егоров В. К., Егоров Е. В. (ИПТМ РАН)***

Метод рентгенофлуоресцентного анализа в условиях полного внешнего отражения (РФА ПВО) является в настоящее время одним из наиболее эффективных методов элементного анализа материалов [1]. На рисунке 1а представлена схема из проспекта

прибора Picofox 2 фирмы Bruker, которая полностью воспроизводит ход лучей в геометрии полного внешнего отражения. Приборы с такой геометрией и находятся сейчас на рынке, фирмы Bruker и Rigaku. Это является достижением рентгеновского приборостроения, т.к. узкий пучок первичного рентгеновского излучения должен падать на исследуемый образец под углом в несколько десятых градуса и требуется выдерживать этот угол падения и при механических воздействиях и при температурных изменениях. Поскольку возбуждаемый объем материала ограничен условиями реализации явления полного внешнего отражения, критическим параметром РФА ПВО спектрометрии является величина радиационной плотности потока возбуждения. Увеличение этого параметра может быть достигнуто либо тривиальным увеличением мощности источника излучения, либо повышением эффективности формирователя потока возбуждения. Наиболее рациональным устройством для формирования рентгеновских потоков повышенной радиационной плотности, приемлемых для РФА ПВО спектрометрии, является плоский рентгеновский волновод-резонатор. Реализация этого направления оказалась плодотворной при использовании в качестве формирователя плоского рентгеновского волновода-резонатора (ПРВР) [2,3].

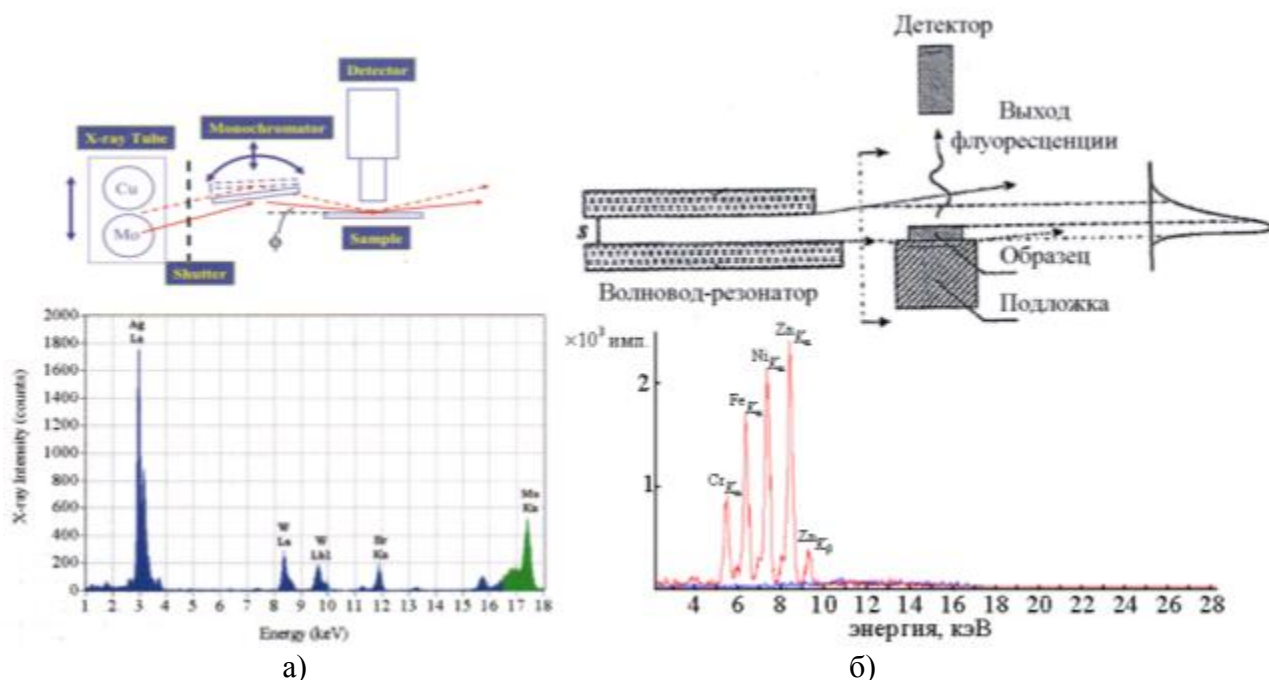


Рис. 1. Сравнение рентгенооптических схем традиционного РФА ПВО (а) и РФА ПВОВР (б)

О достоинствах применения ПРВР и формировании нового метода анализа РФА ПВОВР достаточно подробно изложено в работе [6]. Теперь речь идет о развитии метода. Все отличия нового метода РФА ПВО с волноводом (РФА ПВОВР) от традиционного РФА ПВО сохраняются [6]:

- исследование объекта идет практически в параллельном пучке, с более высокой радиационной плотностью потока,
- возбуждение ПВО в параллельном пучке эффективнее, чем при наклонном падении пучка,
- независимость агрегатного состояния анализируемого объекта: твердое, порошкообразное, жидкое,
- возможность перемещения анализируемого образца в плоскости сечения возбуждающего потока,

- большая гибкость в изменении условий исследования в процессе исследования.

Полезность этих отличий проверена экспериментально при различных видах исследований и на различных объектах: осадки растворов, тонкие пленки, фильтры, твердые монокристаллические образцы, порошки, биологические ткани, кровь, продукты питания, шлифы и аншлифы минералогических образцов. На рисунке 2 представлен спектр Ta покрытия, снятый в чисто поверхностной геометрии и с введением покрытия в поток волнода-резонатора на 10-20 нм. Во втором случае возбуждаются и элементы подложки Ca и Ti. На рисунке 5 представлены спектры крови здорового человека и человека, страдающего анемией. Как известно анемия ведет к дефициту железа в крови. Это наглядно показано на слайде справа, где интенсивность FeK α меньше интенсивности Kk α , который является реперным элементом. На основании наших измерений соотношение $p=I_{Fe}:I_K$ для здорового человека составляет 1,4-2,0; для больного составило 0,67, т.е. меньше 1,00.

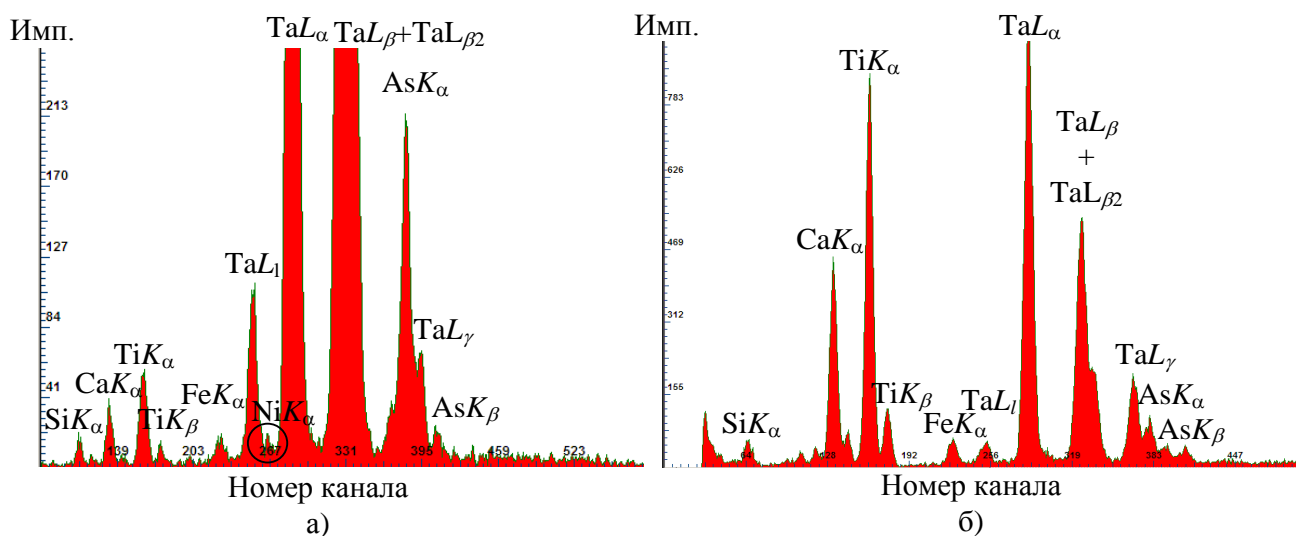


Рис. 2. Спектры Ta покрытия, снятые на приборе «ПВОВР ДРОН-3» (а) – в режиме ПВО и (б) – с введением покрытия в возбуждающий поток с возбуждением подложки.

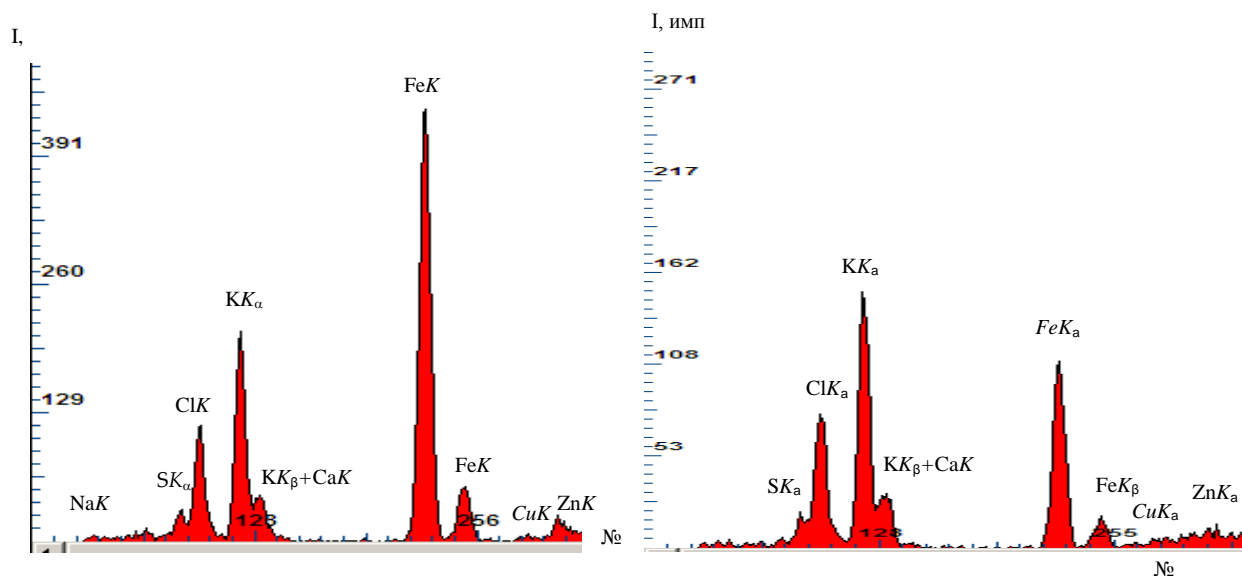


Рис. 3. Спектры крови здорового человека (слева) и больного анемией (справа). Соотношения $p=I_{Fe}:I_K$. Слева $p=2.00$, справа $p=0,67$.

Это примеры применений нового метода в дополнение к примерам, приведенным в работе [6]. На рисунке 4 представлен пример, который намного расширяет области применения прибора, который будет разработан на основе новой рентгенооптической схемы,- это эффективное сочетание в одном приборе функций спектрометра ПВО и обычного РФА спектрометра – спектр примесей в легком сплаве, снятый на энергодисперсионном РФА спектрометре БРА 18 (справа) и на макете прибора ПВОБР. Не говоря об огромной разнице в контрастности основных примесей Fe,Cu,W видно, что анализ Cr и Mn возможен только методом ПВОБР. Эта сочетание в одном приборе возможности исследования в геометрии полного внешнего отражения и обычного РФА с высокими аналитическими характеристиками особенно важна для технико-экономического обоснования разработки этого нового прибора именно в России с ее большим рынком горнообогатительных и металлургических предприятий.

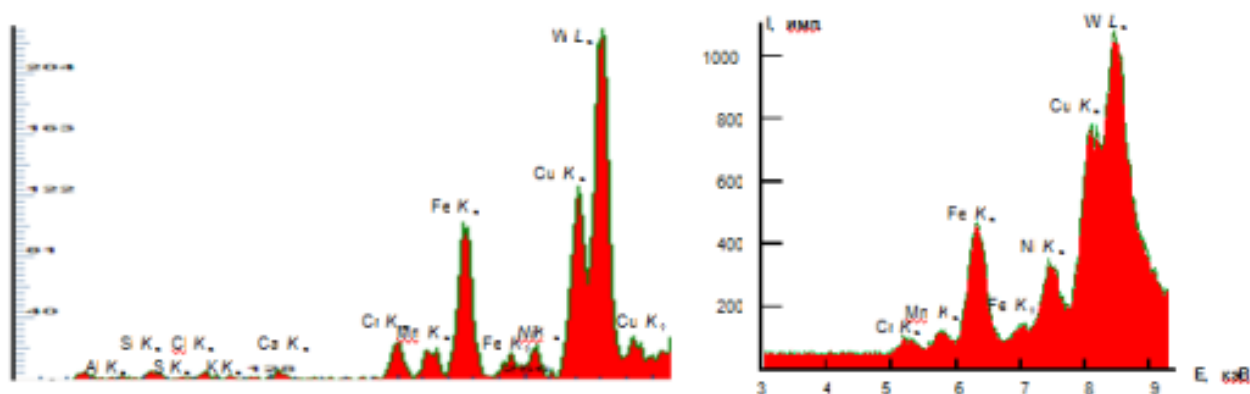


Рис. 4. Спектр образца легкого сплава, снятый на макете прибора ПВОБР и на энергодисперсионном рентгенофлуоресцентном спектрометре.

Оценивая базовые отличия физических процессов возбуждения вторичной флуоресценции и совокупность преимуществ и отличий можно говорить о новом методе РФА ПВОБР. С новой рентгенооптической схемой прибор будет обладать более высокими аналитическими характеристиками и будет более простым по конструкции.

Литература.

1. Aiginger H., Wobrauschek P./ Nucl.Instr.Methods. 1974.V.114.Н.157-163.
2. Egorov V. K., Egorov E. V./ Spectrochim. Acta B. 2004.V.59. p.1049-1069.
3. Egorov V. K., Egorov E. V./ Appl.Surf.Sci. 2006.V.253. P.138-144.
4. Лукьянченко Е. М., Егоров В. К., Руденко В. Н., Егоров Е. К. Компактный прибор для рентгенофлуоресцентного анализа с полным внешним отражением «РФА ПВОБР ДРОН-3» / Всероссийская конференция по аналитической спектроскопии (с международным участием), 2012г., Краснодар, материалы конференции, с. 158.
5. Лукьянченко Е. М., Егоров В. К., Руденко В. Н., Егоров Е. В. Особенности РФА с полным внешним отражением в схеме с волноводом резонатором / II Съезд аналитиков России, Москва. 23-27 сентября 2013г. с.98.
6. Лукьянченко Е. М., Егоров В. К., Быстров Ю. А., Потрахов Н. Н., Руденко В. Н., Егоров Е. К. Формирование нового метода РФА с полным внешним отражением в схеме с волноводом-резонатором (РФА ПВОБР), 12-ая Международная конференция «Пленки и покрытия – 2015», 2015г., СПб, с. 298-302.

ПОЛЕВЫЕ ЭЛЕКТРОННЫЕ ЭМИТТЕРЫ С КОМПОЗИТНОЙ ПЛАНАРНОЙ ЭМИССИОННОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ

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

В представленной работе экспериментально исследована полевая электронная эмиссия (ПЭЭ) медно – углеродных (Cu-C) стержневых катодов с планарной наноструктурной эмиссионной поверхностью. Формирование поверхности осуществлялось методом высоковольтного вакуумного разряда [1,2]. Исследования проводились в условиях технического вакуума.

Разработки полевых электронных эмиттеров – одна из важнейших задач в области создания высокоэффективных катодов рентгеновских трубок [3].

Исследования ПЭЭ катодов проведены в вакуумном диоде при давлении остаточных газов $P = 10^{-5}$ - 10^{-7} Торр и расстояниях D_{ac} между катодом и анодом 0,5 мм и 1.0 мм.

Исследуемый медно – углеродный катод изготовлен в виде круглого медного стержня диаметром $D_c = 1$ мм. Длина стержня $L_c = 10$ мм. Эмиссионная поверхность катода формировалась на одном из плоских торцов стержня в процессе взаимодействия углеродной плазмы высоковольтного вакуумного разряда и сильноточного электронного пучка с плоской торцевой поверхностью медного стержня, в соответствии с указанным выше методом. Исследования топологии эмиссионной поверхности на атомно-силовом микроскопе Solver P47 Pro показали, что эмиссионная поверхность имеет наноструктурный рельеф в виде кластерной структуры с линейными размерами 40 – 100 nm . Элементный состав поверхности исследовался в растровом электронном микроскопе (РЭМ) компании Carl Zeiss серии EVO MA/LS с встроенным рентгеновским спектрометром. Среднее содержание углерода на медной поверхности составляло 50 – 60 ат.%.

Эмиссионные свойства катода исследованы в диапазоне постоянных рабочих напряжений $U_{ac} = 4.0 – 10.0$ kV. Установлено, что для указанной области напряжений эмиссионный ток катода составлял $I = 15 - 400$ μ A при $D_{ac} = 0,5$ мм и $I = 3 – 125$ μ A при $D_{ac} = 1.0$ мм.

Вольт – амперные характеристики (ВАХ) катодов представлены на рисунке 1. Необходимо отметить следующие особенности представленных характеристик. При минимальных рабочих напряжениях $U_{ac} = 4.0 – 5.0$ kV эмиссионная способность катода остается практически одинаковой для указанных зазоров катод – анод. Далее, в интервале $U_{ac} = 5.0 – 8.0$ kV рост эмиссионной способности катода при $D_{ac} = 0,5$ мм значительно опережает рост при $D_{ac} = 1.0$ мм. При этом в обоих случаях сохраняется экспоненциальный характер возрастания тока. Но в конце интервала рабочих напряжений режимы ВАХ для указанных значений D_{ac} существенно отличаются. В случае $D_{ac} = 1.0$ мм вольт – амперная характеристика имеет экспоненциальный характер во всем рабочем интервале напряжений $U_{ac} = 4.0 – 10.0$ kV. Но для $D_{ac} = 0,5$ мм при напряжениях $U_{ac} = 8.0 – 10.0$ kV эмиссионная характеристика переходит от экспоненциального роста к практически линейной зависимости $I(U)$. Можно предположить, что такое изменение эмиссионного режима связано с некоторым ограничением эмиссионной способности рабочей поверхности катода. Флуктуация эмиссионного тока в процессе измерения вольт – амперных характеристик не превышала 5%.

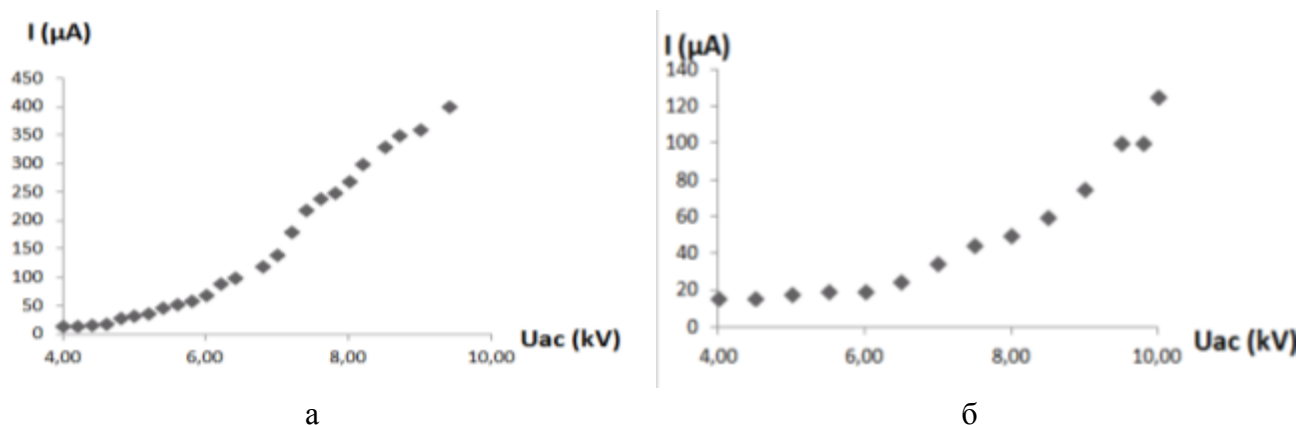


Рис. 1. Вольтамперные характеристики стержневого Cu-C катода:

- а) ВАХ при расстоянии катод – анод $D_{ac} = 0,5$ мм;
- б) ВАХ при расстоянии катод – анод $D_{ac} = 1,0$ мм.

В процессе исследования эмиссионных характеристик установлено следующее важное свойство катодов. В начальной стадии тренировки катоды могут подвергаться воздействию высоковольтных разрядов, тем не менее эмиссионные свойства рабочей поверхности восстанавливаются, что подтверждается воспроизведением ВАХ катода после разряда. Возникновение разрядов может быть связано с существованием изначальной микроструктуры рабочей поверхности, а так же с возможной перестройкой эмиссионной поверхности в сильном электрическом поле. Сохранение эмиссионной способности, очевидно, связано с воспроизведением эмиссионных центров и восстановлением эмиссионных свойств рабочей поверхности катода.

В процессе экспериментальных исследований установлено, что данный тип катодов имеет рабочий ресурс более 100 часов. Важно так же отметить, что данный тип катодов может эффективно работать при достаточно больших межэлектродных промежутках (порядка 10^{-3} м) в условиях технического вакуума. Это дает возможность конструктивно упростить технологию катодных узлов для рентгеновских трубок.

Литература.

1. Лупехин С. М. Устройство для модифицирования поверхности твердого тела // Патент на полезную модель № 121813 от 10.11.2012.
2. Lupekhin S. M. Method for modifying the structure and elemental composition of the solid surface during a high-voltage vacuum discharge // Technical Physics. 2013. V. 58, I. 6, pp 907-910.
3. Белянин А. Ф., Борисов В. В., Тимофеев М. А., Ламский А. Н. Ненакаливаемые катоды на основе углеродных наноструктурированных слоистых структур // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – 2013, №4, с.31 – 36.

БЛИЖНЕФОКУСНАЯ РЕНТГЕНОВСКАЯ НАНОСКОПИЯ

Гелевер В. Д., Усачев Е. Ю., Манушкин А. А. (МГТУ МИРЭА)

В настоящее время рентген используется для исследования внутренней структуры различных объектов в основном на микронном уровне. Наиболее высокие разрешения 20-30 нм получают на синхротронах при ускоряющих напряжениях 5-14 кВ с применением

элементов рентгеновской оптики. Кроме того, японская инспекционная машина TUX-5000F и рентгеновский томограф Ultra XRM-L200 (X-Radia, США) со стоимостью примерно 3 млн. долл. обеспечивают предельное разрешение 50 нм.

В значительной степени разрешение определяется размером фокусного пятна, которое создается на поверхности мишени при воздействии электронного пучка. При этом размер области, из которой излучается рентген, зависит от размера электронного пучка на поверхности мишени и длины пробега электронов в мишени. При низких ускоряющих напряжениях (менее 15 кВ) и использовании в качестве мишени металлов с высокой плотностью можно обеспечить размеры фокусного пятна близкими к размеру электронного пучка, сфокусированного на поверхности мишени. В принципе нет особых проблем с получением наноразмерных размеров электронных пучков и фокусных пятен. Проблема в низкой интенсивности рентгеновского излучения при реализации нанофокусных пятен, так как при воздействии электронного пучка на поверхность металла коэффициент выхода рентгеновских квантов на 5-6 порядков ниже, чем у вторичных и обратнорассеянных электронов. Поэтому фокусировку электронного пучка на мишени удастся проводить по рентгену только при микронных электронных пучках. При субмикронных электронных пучках можно оперативно и точно фокусировать пучки с помощью рентгена, применяя сцинтилляционный или полупроводниковый детекторы в режиме на просвет максимально приблизив детектор к мишени. В инспекционной машине TUX-5000F для фокусировки используются электроны, обратнорассеянные от поверхности мишени.

Кроме того, для фокусировки пучка можно использовать вторичные электроны от мишени, которых почти на порядок больше, чем обратнорассеянных электронов [1]. Для реализации рентгеновской наноскопии был разработан гибридный наноскоп [2], в котором рентгеновский наноскоп был оптимально совмещен с растровым электронным микроскопом (РЭМ). Фактически ГН – это РЭМ, максимально адаптированный под рентгеновские режимы. Одним из основных отличий ГН от обычных РЭМ является то, что у ГН основным функциональным и конструктивным элементом является колонна (система магнитных линз), в которую встроены детекторы вторичных и обратнорассеянных электронов, и на которой размещены элементы откачной системы. При этом для фокусировки пучка используется оптимальная система линз, обеспечивающая максимальную плотность тока пучка во всех режимах ГН [3]. В обычных РЭМ основным конструктивным элементом является большая камера объектов со столиком, которые выполняют вспомогательные функции. В ГН колонна перевернута, и электронная пушка находится внизу, а последняя (объективная) линза (ОЛ) находится сверху. В результате пространство над ОЛ свободно, и там могут размещаться специализированные камеры и столики объектов, рентгеновские и электронные детекторы, различные микроскопы и устройства. Такая конструкция при размещении под электронный пучок объекта позволяет ГН работать в различных режимах РЭМ. При установке под пучок мишень на вакуумноплотной подложке, а за ними объекты и рентгеновские детекторы ГН работает в рентгеновских режимах (рис. 1). При этом электронный пучок фокусируется на мишень в растровом режиме с использованием детектора вторичных электронов, а объекты могут просто ложиться на подложку. Свободный доступ к ОЛ позволяет использовать сменные полюсные наконечники, которые позволяют минимизировать коэффициенты абберацией ОЛ, тем самым обеспечивая полную оптимизацию фокусировки электронного

пучка во всех режимах работы ГН. Так, для рентгеновских режимов целесообразно использовать полюсные наконечники, которые превращают ОЛ в однополюсную линзу. В этом варианте магнитное поле с малыми полушириной, фокусом и коэффициентами aberrаций находится вне полюсных наконечников, и там могут находиться, свободно размещаться мишени, объекты и детекторы.

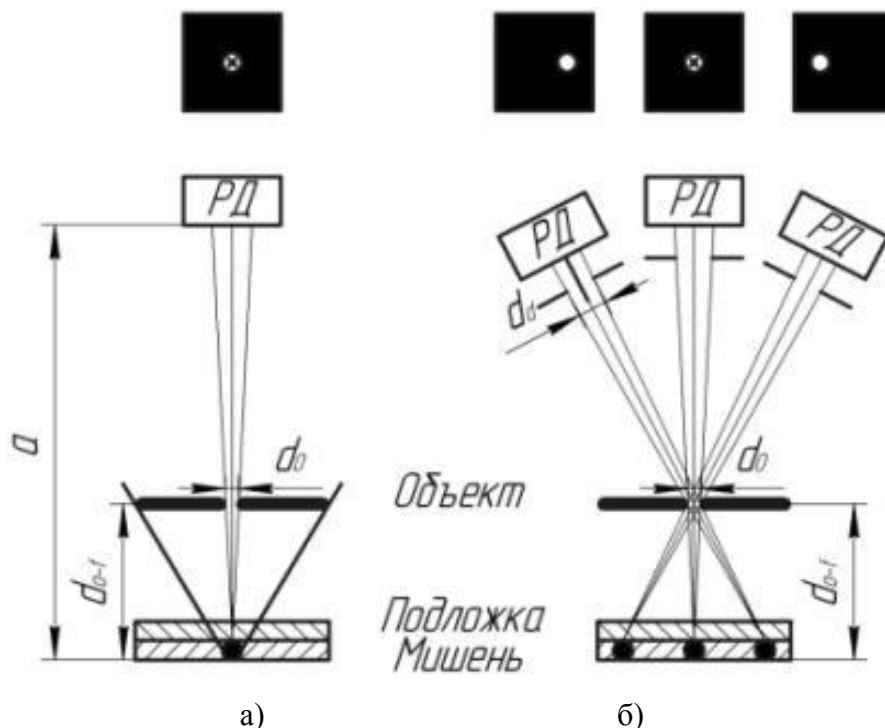


Рис. 1. Проекционный и растровый (с тремя детекторами) режимы просвечивающего рентгеновского наноскопа: d_0 – диаметр отверстия в объекте; d_{o-f} – расстояние объект – фокус; a – расстояние мишень – детектор; РД – рентгеновский детектор; d_d – диаметр отверстия на входе в детектор.

Для получения наноразрешений в рентгене необходимо работать при низких ускоряющих напряжениях (5-15 кВ), чтобы получать высокий контраст наноразмерных деталей различных объектов. Кроме того, целесообразно переходить в ближнефокусные режимы работы, когда объект максимально приближен к мишени и соответственно к фокусному пятну. Фактически минимальное расстояние между объектом и фокусным пятном определяется толщиной подложки, на которую нанесена мишень. При размещении объектов прямо на сверхтонких подложках из Be, C, Si_3N_4 и т.п. можно получать расстояния между объектом и фокусным пятном d_{o-f} на уровне микрон и десятых долей микрона. Это значительно меньше, чем обычно в рентгеновской микроскопии, где в лучшем случае это расстояние бывает на уровне сотен микрон. Соответственно, сверхмалые расстояния повышают плотность потока рентгена, как на объекте, так и на детекторе. Это позволяет работать при меньших интенсивностях рентгеновского источника при переходе на наноразмерные электронные пучки. Кроме того, сверхтонкие подложки позволяют выполнять условия для реализации фазового контраста, который может повысить разрешение. Наиболее эффективно для таких подложек работать в растровом режиме. В этом варианте увеличение регулируется током в отклоняющих растровых катушках. При использовании нескольких детекторов, которые регистрируют изображения под разными углами, можно получать послойные изображения объектов.

В проекционном режиме увеличение определяется расстояниями между фокусным пятном, объектом и детектором. При размещении объекта на подложке сразу обеспечиваются высокие увеличения, что затрудняет реализацию малых увеличений для выбора места исследований. В принципе, можно обеспечить перемещение объекта по высоте за счет столика типа применяемых в зондовых микроскопах, но это значительно усложнит конструкцию. Целесообразно для оптимизации работы в рентгене использовать комбинированную систему детекторов, в которой сочетаются координатно-чувствительный детектор для проекционного режима и детекторы с регулируемой входной апертурой для растрового режима.

При работе с вакуумноплотными подложками есть ограничения по плотности мощности электронного пучка, которая может использоваться без прожига подложки и нарушения вакуума. Поэтому в некоторых случаях целесообразно проводить работы в рентгеновском режиме при размещении объекта в вакууме и выводе рентгена к детекторам через бериллиевое окно со стандартной толщиной 50-100 мкм. Так, можно просто использовать невакуумноплотные микронные и субмикронные подложки из различных материалов (рис. 2а). Для некоторых объектов целесообразно нанести на их поверхность тонкий слой металла мишени (рис. 2б), как случае кристаллов кремния с металлизациями. В варианте (рис. 2в) используется в качестве мишени верхний слой поверхности тонких металлических пленок. Можно также в качестве мишеней использовать тонкие электролитические сетки из никеля (рис. 2г) с толщиной перемычки 5-7 мкм и сечением перемычек близким к окружности, которые обеспечивают d_{o-f} равным примерно 3-4 мкм при установке пучка на краю перемычки для обеспечения минимального поглощения рентгена в материале перемычки. Для этого режима вообще больше подойдут сетки с перемычками, имеющими треугольное сечение (рис. 2д).

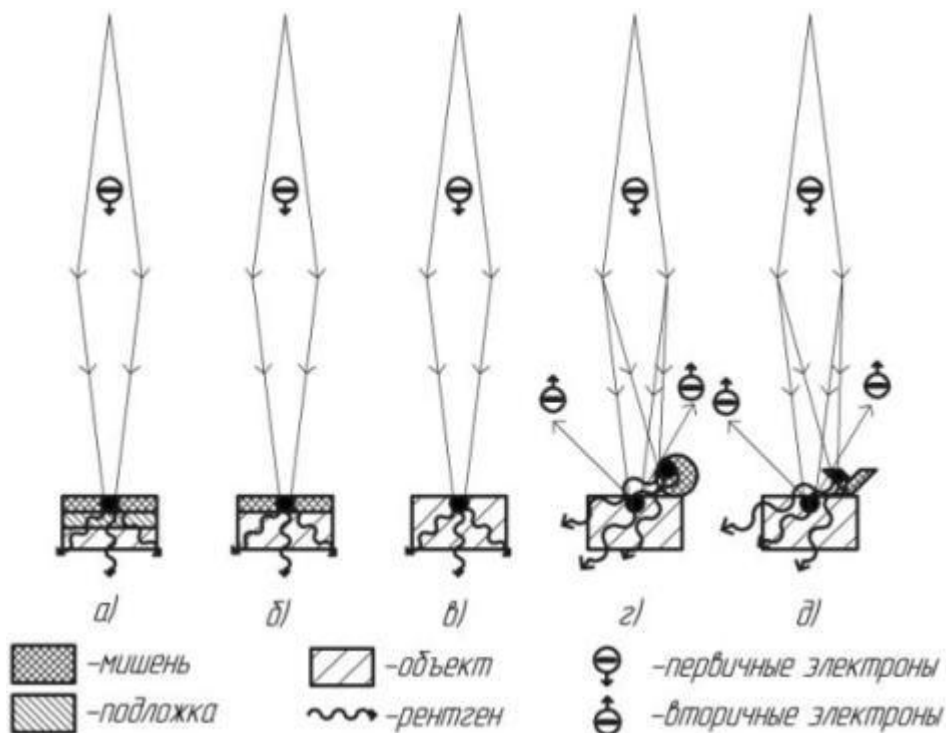


Рис. 2. Варианты реализации ближнефокусного режима просвечивающего рентгеновского наноскопа.

Тогда, перемещая пучок по стороне треугольника сечения, можно менять d_{o-f} и увеличение в проекционном режиме. Для уменьшения потерь рентгена в переемычки целесообразно использовать для переемычки материалы с малой плотностью типа углерод. Кроме того, с одной стороны на переемычки желательно наносить тонкий слой металла с высокой плотностью типа W, Re, Ag для уменьшения длины пробега электронов и уменьшения уширения области излучения рентгена по сравнению с размером электронного пучка.

В принципе, ближнефокусная рентгеновская наноскопия с размещением объектов и рентгеновских детекторов в вакууме может быть реализована во многих серийных РЭМ. При микронных расстояниях между фокусным пятном и объектом увеличение в несколько тысяч раз обеспечивается при размещении матрицы координатно-чувствительного детектора с габаритными размерами 10-20 мм на расстоянии в несколько десятков миллиметров от объекта.

Для этих целей может использоваться и рентгеновская пленка. Для реализации растрового режима сразу после объекта можно поместить кристалл легированного кремния, у которого имеются несколько рентгеночувствительных рабочих областей с размерами около 1-2 мм. В ходе предварительных испытаний экспериментальных образцов ГН были получены разрешения на уровне 0,2-0,3 мкм с применением рентгеновской пленки, одного растрового детектора и бериллиевой подложки толщиной 10 мкм.

Оптимизация рентгеновских режимов за счет перехода на высокочувствительные координатно-чувствительные детекторы мягкого рентгена, многодетекторную (10-20 детекторов) растровую систему, а также на микронные и субмикронные подложки позволит получить разрешения, по крайней мере, на уровне 20-30 нм.

Литература.

1. Гелевер В. Д. Патент РФ № 2452052 от 27.12.12.
2. Гелевер В. Д. // Наноиндустрия.2015. №1 (55). С.50.
3. Гелевер В. Д. // Изв. РАН, Сер. физ., 2000. Т.64. №8, С.1601.

ПРОИЗВОДСТВО РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ ЗАО «РЕНТГЕНОПРОМ»

***Столяров В. Н. (ЗАО «РЕНТГЕНОПРОМ»), Столяров И. Н.
(ЗАО «РЕНТГЕНОПРОМ»)***

Рентгеновская трубка является одним из основных элементов любого рентгенодиагностического комплекса. Возможность своевременной замены источника рентгеновского излучения обеспечивает бесперебойное функционирование медицинского оборудования и определяет качество диагностики и медицинского обслуживания.

В работе представлена серия рентгеновских трубок производства ЗАО «РЕНТГЕНПРОМ». Рассматриваемые рентгеновские трубки успешно эксплуатируются в составе аппаратов снимочного и сканирующего типа компании РЕНТГЕНПРОМ. Внешний вид рентгеновских трубок и излучателя представлен на рисунке 1.



Рис. 1. Рентгеновские трубки и излучатель ЗАО «РЕНТГЕНПРОМ».

Характеристики рентгеновских трубок:

- Масса трубки $2,0 \pm 0,1$ кг.
- Материал мишени трубки - молибден-вольфрам на подложке из титана.
- Габаритные размеры трубки:
- диаметр корпуса – 118 ± 2 мм (135 ± 2 мм);
- длина – 254 ± 3 мм;
- диаметр анода – $88 \pm 0,5$ мм ($100 \pm 0,5$ мм).
- Угол наклона мишени анода к оси трубки $14^\circ \pm 30'$.

Размеры фокусных пятен, скорости вращения и допустимой мощности трубки указаны в таблице 1.

Таблица 1.

Размеры фокусных пятен, скорости вращения и допустимой мощности трубки

№	Обозначение трубки	Скорость вращения анода, оборотов в минуту	Размеры фокусных пятен, мм	Допустимая электрическая мощность на большем и меньшем фокусном пятне при экспозиции 0,1 с и анодном напряжении 100 кВ
1	2,5-30 РТ-«РП» 1-125	3000	(0,3 x 0,3) (1,2 x 1,2)	2,5 кВт и 30 кВт
2	15-30 РТ-«РП» 2-125	3000	(0,6 x 0,6) (1,2 x 1,2)	15 кВт и 30 кВт
3	10-50 РТ-«РП» 3-125	8700	(0,3 x 0,3) (1,2 x 1,2)	10 кВт и 50 кВт
4	25-50 РТ-«РП» 4-125	8700	(0,6 x 0,6) (1,2 x 1,2)	25 кВт и 50 кВт

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

Подписано в печать 18.11.14. Формат 60×84 1/16.
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 4,25.
Гарнитура «Times New Roman». Тираж 60 экз. Заказ 157.

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

*До встречи на следующей
конференции*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**