



*III Всероссийская  
научно-практическая  
конференция производителей  
рентгеновской техники*



САНКТ-ПЕТЕРБУРГ

25 НОЯБРЯ 2016

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ  
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

*III Всероссийская  
научно-практическая конференция  
производителей рентгеновской техники*

ПРОГРАММА  
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ

25 НОЯБРЯ 2016 Г.

Санкт-Петербург  
2016

III Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016. 97 с.

ISBN 978-5-7629-1554-0

### ОРГКОМИТЕТ

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

ISBN 978-5-7629-1554-0

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016

## ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

*Уважаемые коллеги!*

*С удовлетворением хочу отметить, что интерес к нашей конференции не ослабевает и со стороны производителей, и со стороны потребителей рентгеновской техники. Ежегодное ее проведение стало хорошей, теперь уже российской, традицией. Для меня это еще служит и подтверждением того факта, что в нашей стране регулярно появляются новые научно-технические разработки в области рентгенотехники, авторы которых считают возможным выносить их результаты на широкое профессиональное обсуждение.*

*Отрадно также, что «технари» от рентгенотехники не замыкаются в своем кругу, и в этом году самое активное участие приняли, говоря словами одного из членов Оргкомитета, представители медицинского сообщества.*

*В отличие от двух предыдущих конференций запланирована публикация докладов III Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники в одном из западноевропейских журналов, зарегистрированном в базах Scopus и Web of Science. Перечень таких докладов будет сформирован по завершении работы конференции на основании рекомендаций Оргкомитета.*

*Искренне желаю всем участникам III Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники взаимопользительного обмена мнениями, оживленных дискуссий и – до встречи в следующем году!*

*Зав. кафедрой электронных приборов  
и устройств СПбГЭТУ,*

*Потрахов Н.Н.*

## ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

### Пленарное заседание (конференц-зал 5 корпуса)

- 9<sup>30</sup>      **Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10<sup>00</sup>      **Торжественное открытие конференции:**  
Шестопалов М. Ю., проректор СПбГЭТУ  
Куликов Н. А., директор ЗАО «Светлана-Рентген»  
Попов В. В., президент ОАО «Светлана»  
Васильев А.Ю., д.м.н., проф., заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАН  
Блинов Н.Н., д.т.н., директор ЗАО «АМИКО»  
Мазуров А. И., зам. генерального директора ЗАО НИПК «Электрон»  
Таубин М.Л., д.т.н., г.н.с. ФГУП НИИ НПО «ЛУЧ»
- 10<sup>30</sup>      **Рентгенодиагностические исследования в нестационарных условиях:  
проблемы и пути их решения**  
*Васильев А. Ю., Алексеева О. М., Блинов Н.Н.(МГМСУ),  
Потрахов Н. Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*
- 10<sup>50</sup>      **К вопросу о применении наноструктурных материалов в рентгеновских  
трубках медицинского назначения**  
*Таубин М.Л. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»)*
- 11<sup>10</sup>      **Современное состояние медицинской рентгенотехники**  
*Мазуров А. И., Элинсон М. Б. (НИПК «Электрон»)*
- 11<sup>30</sup>      **Рентгеновские трубки для проекционной рентгенографии нового поколения**  
*Подымский А.А. (ЗАО «Светлана-Рентген»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*
- 11<sup>50</sup>      **Определение коэффициентов перехода от произведения дозы на площадь к  
эффективной дозе для рентгеноскопических исследований желудка с  
бариевым контрастом**  
*Водоватов А. В. (ФБУН научно-исследовательский институт радиационной  
гигиены имени профессора П.В.Рамзаева), Камышанская И.Г., Зинкевич К.В.  
(Санкт-Петербургский Государственный Университет)*
- 12<sup>10</sup>      **Новые подходы к созданию рентгеновских сепараторов алмазов**  
*Романовская Т.Е., Жогин И.Л, Владимиров Е.Н. Романовский Ю.А. (АО НПП  
«Буревестник»), Тимофеев Г.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*
- 12<sup>30</sup>      **Использование постпроцессорной обработки в цифровой рентгенодиагностике**  
*Камышанская И.Г. (СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница»)*
- 13<sup>00</sup>      **Обед**

**Секция А (конференц-зал 5 корпуса)**

- 14<sup>00</sup> Оценка качества цифровых рентгенограмм грудной клетки с использованием антропоморфного фантома**  
*Камышанская И.Г., Черемисин В.М., Дроздов А.А. (ФГБОУ СПбГУ)  
Водоватов А.В. (ФБУН научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева)*
- 14<sup>15</sup> Методы определения эффективной дозы у пациентов в компьютерной томографии на примере исследований всего тела**  
*Чипига Л.А., Шлеенкова Е.Н. (ФБУН научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева)*
- 14<sup>30</sup> Контроль параметров качества при количественном анализе МР-изображений**  
*Сергунова К.А., Петряйкин А.В., Семенов Д.С. (ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ»),  
Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*
- 14<sup>45</sup> Портативные технические средства рентгенодиагностики в неспециализированных условиях**  
*Потрахов Н.Н., Потрахов Ю.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Васильев А.Ю. (МГМСУ),  
Любименко В.А. (Детская городская больница №1)*
- 15<sup>00</sup> Разработка методики цифровой обработки медицинских микрофокусных рентгеновских изображений**  
*Староверов Н.Е., Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Баталов К.С.  
(СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*
- 15<sup>15</sup> Перспективные технологии медицинской рентгенографии: томосинтез и двойная энергия**  
*Устинов А.О. (ООО «НТЦ-МТ»), Дабагов А.Р. (ЗАО «МТЛ»)*
- 15<sup>30</sup> Исследование влияния нестабильности излучения на качество реконструкции в томографии**  
*Бессонов В.Б., Клонов В.В., Ларионов И.А., Ободовский А.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*
- 15<sup>45</sup> Новые рентгеновские трубки ЗАО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля и терапии (2016-2017г.г.)**  
*Баклин А.С., Курбанов В.Р., Куликов Н.А. (ЗАО «Светлана-Рентген»)*

## Секция Б (аудитория 5173)

- 14<sup>00</sup> Малогабаритный острофокусный генератор рентгеновского излучения**  
*Лупехин С.М. (Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций им. М.А.Бонч-Бруевича)*
- 14<sup>15</sup> Рентгеновская трубка с фотокатодом**  
*Лукьянов В.Н., Мамаева Г.А., Филиппова О.А., Фролов В.М. (АО «ЦНИИ «Электрон»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*
- 14<sup>30</sup> Современное состояние и перспективы рентгеновской микроскопии**  
*Гелевер В.Д., Усачев Е.Ю., Манушкин А.А. (МТУ МИРЭА)*
- 14<sup>45</sup> Модернизация детекторов радиационных толщиномеров**  
*Артемьев И.Б. (МГТУ им. Баумана), Артемьев Б.В., Владимиров Ю.Л., Владимиров Л.В. (ЗАО «НИИИИ МНПО «СПЕКТР»)*
- 15<sup>00</sup> Синтез углеродных нанотрубок на поверхности полевого катода рентгеновской трубки**  
*Таубин М.Л. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»), Урусов А.А. (НИЯУ «МИФИ»)*
- 15<sup>15</sup> Направления развития цифровых детекторов рентгеновских изображений**  
*Мазуров А. И. (НИПК «Электрон»)*
- 15<sup>30</sup> Рентгеновский контроль труднодоступных замыкающих сварных швов изделий РКТ с использованием микрофокусного аппарата**  
*Потрахов Н.Н. (ФГАОУ ВО СПбГЭТУ), Потрахов Е.Н. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»), Усачев Е.Ю. (МТУ МИРЭА), Гнедин М.М. (ООО «Диагностика-М»), Ворожук Д.В., Шаврина И.М. (АО РКЦ «Прогресс»)*
- 15<sup>45</sup> Физические основы импульсных рентгеновских аппаратов для промышленной дефектоскопии**  
*Пеликс Е.А. (ООО «Спектрофлэш»)*
- 16<sup>00</sup> Применение оперативного рентгенографического метода контроля для дефектоскопии лопатки спрямляющего аппарата из полимерных композиционных материалов**  
*Аношкин А.Н., Осокин В.М., Третьяков А.А., (ПНИПУ), Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

## Конференц-зал 5 корпуса

- 16<sup>15</sup> Круглый стол. Конференц-зал 5 корпуса**
- 17<sup>00</sup> Торжественное закрытие конференции**

# РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ ДЛЯ ПРОЕКЦИОННОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ

Подымский А.А. (ЗАО «Светлана-Рентген»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Во второй половине прошлого века для просвечивания различных объектов в нашей стране стал широко использоваться метод проекционной рентгенографии, в первую очередь, в медицинской диагностике. Клиническая практика тех лет показала, что для успешной реализации этого метода размер фокусного пятна используемых рентгеновских трубок не должен превышать 0,1 мм или 100 мкм. В соответствии с ГОСТ 22091.9–86 такие рентгеновские трубки относятся к классу микрофокусных, поэтому в дальнейшем метод проекционной рентгенографии получил название «микрофокусная рентгенография».

Уже в конце 80-х годов, благодаря усилиям нескольких школ рентгенологов, микрофокусная рентгенография выделилась в самостоятельное направление медицинской диагностики. При этом одну из основных ролей сыграло Ленинградское объединение электронного приборостроения (ЛОЭП) «Светлана». Ведущие специалисты отдельного конструкторского бюро рентгеновских приборов (ОКБ РП) ЛОЭП «Светлана» разработали и совместно с рентгенологами нескольких крупных медицинских учреждений нашей страны успешно внедрили в клиническую практику микрофокусные рентгеновские аппараты семейства «Электроника», которые вплоть до конца прошлого века не имели зарубежных аналогов.

Многолетние исследования, проводимые на кафедре ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ» совместно с рядом ведущих отечественных специалистов в области рентгенодиагностики, показали, что в случае использования микрофокусных рентгеновских трубок при формировании рентгеновского изображения проявляется целый ряд особенностей (эффектов). Основными из них являются: эффекты увеличения глубины резкости и контраста, эффекты псевдообъемного изображения и фазового контраста, эффект снижения экспозиционной дозы. Однако, вследствие ограничения мощности, подводимой к мишени микрофокусной рентгеновской трубки электронным пучком малого сечения, интенсивность генерируемого ею излучения по сравнению с «обычной» рентгеновской трубкой невелика. Это существенно ограничивает область применения микрофокусной рентгенографии в таких социально важных областях медицинской диагностики как ангиография, маммография, флюорография, томография и т.д.

Как известно интенсивность  $I$ , генерируемое рентгеновской трубкой, связано с параметрами трубки следующим выражением:

$$I = kizU^2, \quad (1)$$

где  $I$  – интенсивность излучения; генерируемая рентгеновской трубкой,  $k$  – коэффициент пропорциональности;  $z$  – атомный номер материала мишени анода трубки;  $i$  – ток трубки;  $U$  – напряжение на трубке.

В соответствии с выражением (1) интенсивность излучения может быть повышена как путем увеличения тока трубки, так и напряжения на ней. Поэтому при создании нового поколения микрофокусных рентгеновских трубок были использованы оба направления.

1. Как известно, в трубках с вращающимся анодом, величина тока может быть на несколько порядков выше, чем в трубках с неподвижным (стационарным) анодом. Поэтому при разработке «сильноточной» микрофокусной трубки в качестве базовой была выбрана конструкция трубки 15-40БД46-150, которая является своего рода типовой в классе трубок с вращающимся анодом. Модернизации подверглись два узла базовой конструкции – катодный и анодный. В результате в катодном узле установлен только один катод, а для обеспечения возможности регулировки размеров фокусного пятна оба его вывода электрически изолированы от фокусирующего электрода. В состав модернизированного узла входят: держатель катода 1, прямонакальный катод и фокусирующий электрод. Катод 3 выполнен в виде цилиндрической спирали, выводы 2 которой крепятся в держателе, причем на оба вывода напесованы керамические изоляторы 4. На держателе катода 1 закреплен фокусирующий электрод (рис. 1).

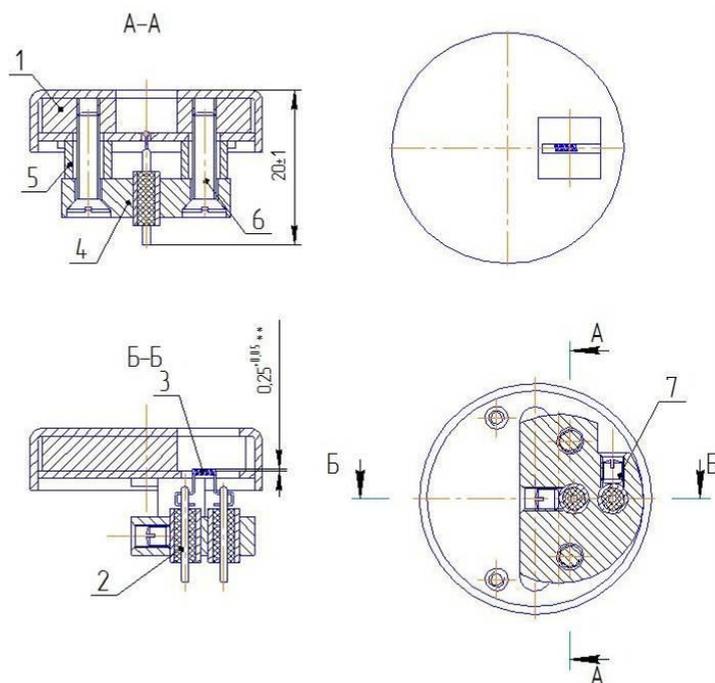


Рис. 1. Катодная головка рентгеновской трубки 0,75БД63-150.

Для регулировки размеров фокусного пятна управляющее напряжение  $U_{упр}$  отрицательной полярности по отношению к катоду подается на фокусирующий электрод. В зависимости от величины этого напряжения размеры эффективного фокусного пятна будут изменяться от максимального значения  $0,6 \times 0,6$  мм при управляющем напряжении равном нулю до минимального значения  $0,1 \times 0,1$  мм при управляющем напряжении до 100 В.

При модернизации анодного узла были ужесточены требования к величине боя в узле в продольном и поперечном (радиальный бой) направлениях, а также к величине вибрации и шуму. Исследования показали, что одна из причин возникновения этих явлений – недостаточная жесткость корпуса подшипников и оси узла вращения в указанных направлениях. При этом в

базовой конструкции трубки радиальный зазор соизмерим с требуемыми размерами фокусного пятна. В результате анализа и численных оценок допустимой скорости вращения анодного узла была выбрана бессепараторная шарико-подшипниковая опора с термокомпенсированным зазором типа ZYS99.

Конструкция первой отечественной рентгеновской трубки с вращающимся анодом и плавной регулировкой размеров эффективного фокусного пятна 0,7БД64-150 представлена на рис. 2. Основные характеристики трубки:

- максимальное напряжение 150 кВ;
- максимальный ток 12 мА;
- размер фокусного пятна при напряжении смещения 0 В – 0,6×0,6 мм;
- размер фокусного пятна при напряжении смещения 55В – 0,1×0,1 мм;
- максимальная скорость вращения анода 9000 об/с.

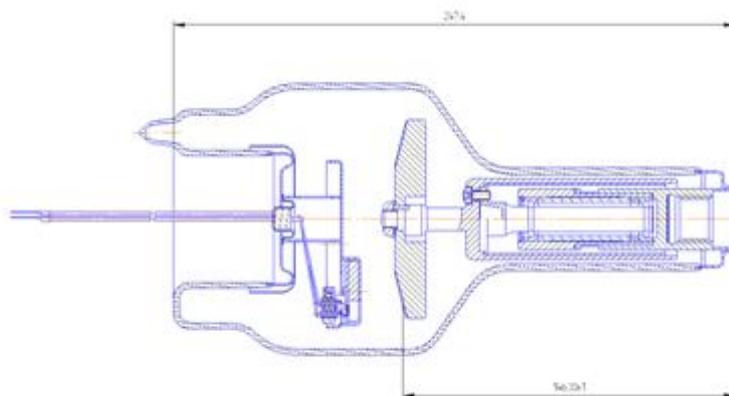


Рис. 2. Микрофокусная рентгеновская трубка с вращающимся анодом 0,7БД63-150.

2. При разработке микрофокусной рентгеновской трубки на повышенное напряжение с массивной мишенью, расположенной внутри вакуумного баллона, была выбрана конструкция трубки 1,2БПК21-200. Модернизации подвергся катодный узел базовой конструкции. Во-первых, с целью обеспечения микронных размеров фокусного пятна вместо нити накала катода в виде цилиндрической спирали использована нить в виде V-образной петли. Во-вторых, с целью расширения возможностей фокусировки электронного пучка, путем независимой регулировки тока накала и напряжения на фокусирующем электроде, второй вывод катода также изолирован от фокусирующего электрода. Для этого оба вывода петлевого катода крепятся в держателе. Также как и в трубке с вращающимся анодом, на керамических изоляторах с помощью винтов.

Конструкция первой отечественной микрофокусной рентгеновской трубки с массивным внутренним анодом на напряжение 200 кВ 0,2БПМ64-200 представлена на рис 2. Основные характеристики трубки:

- максимальное напряжение 200 кВ;
- максимальный ток 1 мА;
- минимальный размер эффективного фокусного пятна 0,1 мм;
- габариты: длина 210 мм, диаметр 70 мм.

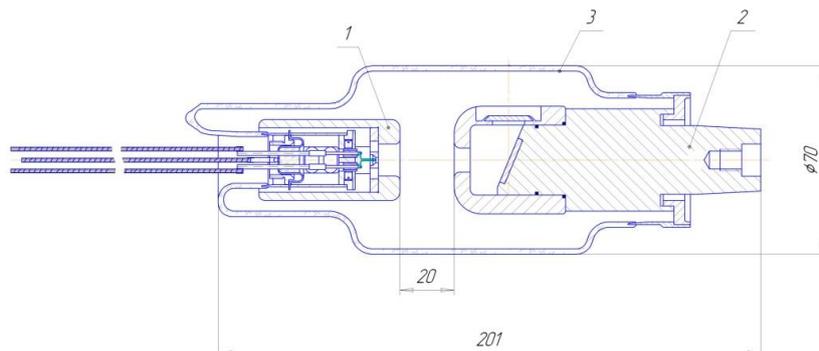


Рис. 3. Микрофокусная рентгеновская трубка с массивным внутренним анодом 0,2БПМ64-200.

3. При разработке микрофокусной рентгеновской трубки на повышенное напряжение с вынесенной из вакуумного баллона мишени в качестве базовой была выбрана конструкция трубки БС16 (I) – первого конструктивного исполнения на максимальное рабочее напряжение 135 кВ. В ходе модернизации базовой конструкции с целью повышения рабочего напряжения до 150 кВ путем минимизации напряженности электрического поля в высоковольтном промежутке трубки были уточнены значения наружного диаметра фокусирующего электрода катодного узла и внутреннего диаметра анодного экрана. С этой же целью при сборке трубки была введена технологическая операция нагартовки в абразивной среде. Кроме того, с целью увеличения теплоотвода от вынесенной мишени и повышения ее нагрузочной способности материал анодной трубы вместо нержавеющей стали заменен на медь. Увеличены также диаметр и толщина стенок анодной трубы, через которые осуществляется отвод тепла подводимого к мишени электронным пучком. Конструкция микрофокусной рентгеновской трубки с вынесенной из вакуумного баллона мишенью на напряжение 150 кВ БС16(III) – третьего конструктивного исполнения представлена на рис. 4.

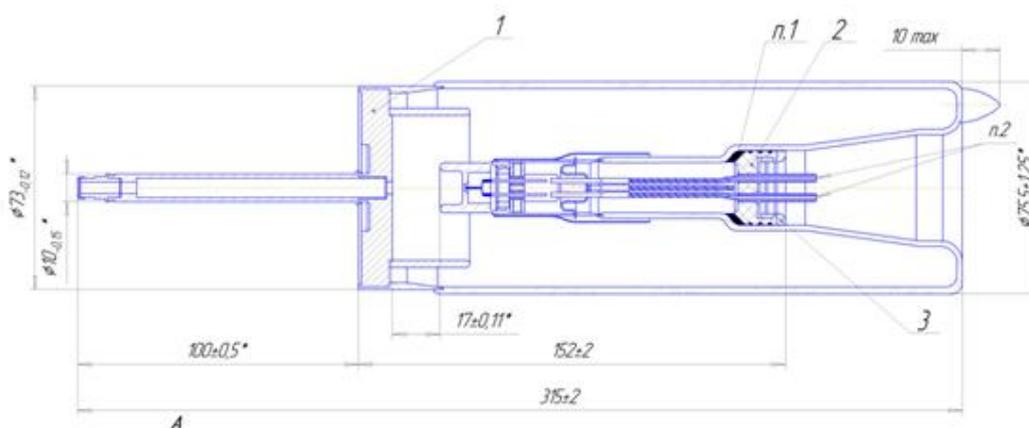


Рис. 4. Микрофокусная рентгеновская трубка с вынесенной мишенью БС16 (III).

Основные характеристики трубки:

- максимальное напряжение 150 кВ;
- максимальный ток 150 мкА;
- минимальный размер действительного фокусного пятна 20 мкм;
- габариты баллона: длина 252 мм, диаметр 75 мм;
- габариты вынесенного анода: длина 100 мм, диаметр 12 мм.

Все три трубки нового поколения предназначены для эксплуатации в составе специально разработанных рентгеновских излучателей и аппаратов: 0,7БД63-150 в излучателе ИРД46, предназначенного для медицинской диагностики, 0,2БПМ64-200 в моноблоке аппарата РАП-200М, БС16 (Ш) в моноблоке аппарата РАП-150М.1, предназначенных, в частности, для микрофокусных рентгеновских компьютерных томографов семейства МРКТ-01

По предварительным оценка внедрение указанных технических средств позволит принципиально расширить область применения микрофокусной рентгенографии в социально значимых областях медицинской диагностики, при контроле изделий и электронных компонентов микро- и нанотехники разного рода научных исследований.

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

## **НАПРАВЛЕНИЯ РАЗВИТИЯ ЦИФРОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

**Мазуров А. И. (НИПК «Электрон»)**

Только с развитием цифровых детекторов рентгеновских изображений появилась возможность приближения к идеальному детектору. Идеальный детектор должен детектировать каждый рентгеновский фотон и давать информацию без ошибок и искажений о его пространственном положении, энергии и времени поступления на детектор. Из этого определения видно, что идеальный детектор должен быть счетчиком фотонов с быстроедействием достаточным для счета каждого кванта без пропусков при дозах на входе детектора до 1 мР. Регистрация времени поступления квантов на детектор полностью решит проблему подавления рассеянного излучения.

Пространственная разрешающая способность будет зависеть только от размеров пикселей детектора.

Будет использоваться вся информация о детектируемом изображении на каждом пикселе (число фотонов, их энергия и энтропия), что позволит воспроизводить изображение в цвете изоморфно цветным изображениям видимого участка спектра.

Это перспектива, а сегодня разрабатываемые аппараты оснащаются рентгенографическими, динамическими и универсальными детекторами разных классов в зависимости от области их применения. Пространственная, временная и градиционная разрешающие способности этих детекторов с каждым годом становятся все более совершенны. Их потенциальные возможности еще далеко не исчерпаны.

В настоящее время развитие цифровых приемников переживает настоящий бум. Сегодня в медицинских учреждениях в составе рентгеновских аппаратов работает 6 классов цифровых приемников: на РЭОПах, на экранах с памятью, на линейных детекторах, на ПЗС матрицах и на плоских панелях непрямого и прямого преобразований.

Приемники на РЭОПах в ближайшее десятилетие будут сняты с производства. Детекторы на РЭОПах не согласованы с требованиями цифровой рентгенографии, так как они разрабатывались для нужд рентгеноскопии, главное требование которой, учитывая длительность просвечивания, - максимальное снижение лучевой нагрузки на пациента при получении удовлетворительного качества изображения движущихся органов. В цифровой рентгенографии необходимо получать высококачественное изображение при дозах, не превышающих дозы на снимок в пленочной рентгенографии. РЭОПы полностью не совместимы с современной микроэлектроникой: большие габариты и вес, высоковольтное питание до 30 кВ, необходимость экранировки от магнитных полей.

Современная рентгенографическая CR-технология на экранах с памятью приблизилась к границе своих потенциальных возможностей, а использование ее для рентгеноскопического режима маловероятно из-за принципа действия. Вместе с тем, учитывая, что рентгенографические исследования составляют не менее 70% от всех видов рентгенологических исследований, эта технология еще долго будет присутствовать на медицинском рынке. Более того, в перспективе рентгенологическая служба будет объединена в информационные сети, поэтому весь парк пленочных аппаратов можно будет переоборудовать на базе этой технологии.

Цифровые аппараты сканирующего типа на одном линейном детекторе в медицине малоперспективны. В этих аппаратах время формирования снимка может достигать 10 с; следствием этого является большая нагрузка на трубку, сокращающая срок ее службы, и возникновение искажений на движущихся органах. При использовании ряда линеек начнет теряться основное их преимущество – отсутствие рассеянного излучения. Это хорошо видно на многосрезовых компьютерных томографах (КТ). Приемники «экран-оптический узел-фотопреобразователь» будут востребованы на медицинском рынке только до тех пор, пока цена плоскочувствительных детекторов будет существенно выше. Их преимущество по ряду потребительских свойств (радиационная стойкость, ремонтпригодность в клиниках и др.) теряется по мере совершенствования технологии плоских панелей.

Сегодня ставка всех фирм, разрабатывающих рентгеновские приемники, сделана на плоские панели. Так как плоские панели прямого преобразования на базе аморфного селена ( $a\text{-Se:0.5\%As+10-20ppm Cl}$  – это сплав аморфного селена ( $a\text{-Se}$ ) с 0.5% мышьяка ( $\text{As}$ ) для предотвращения кристаллизации с добавлением промилльных концентраций хлора ( $\text{Cl}$ ), который увеличивает время жизни дырок) не удовлетворяют нужды общей и интервенционной радиологии, то ведутся интенсивные исследования свойств других фотопроводниковых материалов для замены  $a\text{-Se}$ . В качестве потенциальных фотопроводников рассматриваются тонкие слои йодида свинца ( $\text{PbI}_2$ ), окиси свинца ( $\text{PbO}$ ), бромистого таллия ( $\text{TlBr}_2$ ), арсенида галлия ( $\text{GaAs}$ ), йодида ртути ( $\text{HgI}_2$ ), теллурида кадмия ( $\text{CdTe}$ ) и др. При выборе материала руководствуются следующими требованиями:

1. Атомные номера и плотность входящих в исследуемые материалы элементов должны быть больше, чем у селена ( $Z=34$ ,  $\rho=4,27\text{г.см}^{-3}$ ), что требуется для достижения высокой квантовой эффективности при тонком слое. Чем тоньше слой, тем выше разрешающая способность.

2. Слои должны допускать высокую напряженность электрического поля без пробоев. При этом контакт с электродами должен быть запирающим, то есть не допускающим вход заряда из электродов в фотопроводник ( $\text{у } a\text{-Se } E=10\text{Вмкм}^{-1}$ ).

3. Энергия, поглощение которой полупроводником требуется для образования одной пары «электрон-дырка», должна быть минимальной ( $y_{Se} - 42 \text{ эВ}$ ).

4. Для минимизации свободных носителей в фотопроводнике, определяющих уровень темнового тока, зона проводимости должна быть отделена от валентной зоны запрещенным энергетическим промежутком не менее  $2 \text{ эВ}$  ( $y_{Se} - 2,2 \text{ эВ}$ ).

5. С целью эффективного сбора образованных зарядов расстояние свободного пробега электронов и дырок должно намного превышать толщину фотопроводника ( $y_{Se} h_{\text{дырок}} = 60-65 \text{ мм}$ ,  $h_e = 0,3-3 \text{ мм}$ ).

Многие из перечисленных фотопроводников удовлетворяют этим требованиям. Поэтому достаточно скоро некоторые из них будут объединены с цифровыми матрицами, осуществляющими накопление образованных рентгеновским излучением зарядов, и их считывание, что позволит определить их возможности в диагностической рентгенологии. Такая сборка должна быть радиационноустойчивой в течение всего времени эксплуатации. Исследуются так же новые материалы – нанокompозитные органические полупроводники [1].

Существующие плоскопанельные детекторы непрямого преобразования также далеки от совершенства. Здесь исследования идут в нескольких направлениях.

При выборе экранов должен быть соблюден баланс между квантовой эффективностью и пространственным разрешением. Эти характеристики во многом определяются толщиной экрана, с увеличением которой квантовая эффективность растет, так как увеличивается поглощение рентгеновских лучей, а разрешение падает. Баланса можно достичь только в структурированных в виде иглообразных кристаллов люминофорах. К таким люминофорам относится CsI, в котором формируются иглы диаметром около  $10 \text{ мкм}$ .

Каждая игла такого люминофора функционирует как оптическое волокно по причине отличия коэффициента преломления CsI ( $n=1,78$ ) и воздуха ( $n \approx 1$ ), который заполняет пространство между иглами. В результате около  $80\%$  светового потока претерпевает полное внутреннее отражение, а остальные  $20\%$  рассеиваются между иглами, уменьшая разрешение. Для увеличения сбора светового потока на фотоматрицу со стороны рентгеновского излучения на люминофоре формируется отражающий слой, что значительно увеличивает световую отдачу. Спектр света согласуется с чувствительностью фотоматрицы добавлением в CsI активатора.

Дальнейшие разработки экранов для плоскопанельных детекторов базируются на оптоволоконных пластинах, изготовленных из стекла или пластика, содержащих наносцинтилляторы. По этой технологии могут быть разработаны толстые экраны с высокой эффективностью поглощения рентгеновского излучения, большим коэффициентом преобразования рентгеновского излучения в свет и превосходной разрешающей способностью. Пространственное разрешение таких пластин для рентгеновского излучения, падающего под прямым углом к пластине, не зависит от толщины пластины и, полностью определяется размерами волокон и «косыми» рентгеновскими лучами. Таким образом, коэффициент поглощения рентгеновского излучения можно приблизить к 1. За счет эффекта Парселла на наночастицах люминофора коэффициент преобразования рентгеновских фотонов в световые может возрасти в несколько раз по сравнению с обычными люминофорами [2]. Нерешенной остается проблема эффективной передачи света из толстых волокон микроканальной матрицы в сторону фотопреобразователя.

В настоящее время фотоприемники плоскопанельных детекторов развиваются по двум технологиям: TFT (Thin-Film Transistor) и CMOS (Complementary metal-oxide-

semiconductor) (КМОП). Сравнительный анализ этих технологий показывает, что у каждой из них есть преимущества и недостатки. Например, TFT–фотоприемники более радиационностойкие и по этой технологии легче изготовить панели больших размеров. У КМОП–фотоприемников меньше аддитивные шумы, они позволяют обеспечить высокое быстродействие, что особенно важно в интервенционной рентгенологии. Важным преимуществом КМОП–фотопреобразователей является возможность выполнения цепей управления, усилителей и аналогово-цифровых преобразователей на том же кристалле. Однако как TFT, так и КМОП панели в режиме рентгеноскопии (при малых дозах на кадр) имеют низкое отношение сигнал/шум за счет аддитивных шумов. Это сильно снижает качество изображения. Этот недостаток имеют также панели прямого преобразования. Поэтому для исключения влияния на качество изображения аддитивных шумов ведутся интенсивные исследования по электронному усилению (умножению) сигнала изображения в полупроводниках. С принципиальными возможностями такого умножения можно ознакомиться в книге А. Роуза [3].

Литература.

1. Wang Y. X-ray Photoconductive Nanocomponents / Y. Wang, N. Herron // Science. - 1996. – Vol. 273. - pp. 632-634.
2. Классен Н. В., Наносцинтилляторы для новых методик медицинской диагностики и терапии / Н. В. Классен, В. В. Кедров, В. Н. Курлов и др. // Биотехносфера. – 2009. - №3. - с.2-11.
3. Роуз А. Зрение человека и электронное зрение / А. Роуз. – М.: Мир, 1977.

## **СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ МЕДИЦИНСКОЙ РЕНТГЕНОТЕХНИКИ**

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

Несмотря на развитие альтернативных методов визуализации внутренних структур человека, таких как МРТ, УЗИ, радиоизотопная диагностика, тепловидение и др., рентгенодиагностика по-прежнему вот уже более ста лет сохраняет первое место и, вполне вероятно, еще долго будет его сохранять. Причина состоит в переходе рентгенотехники на цифровые технологии, которые открыли совершенно новые возможности рентгенологии. Уже получен целый ряд внушительных результатов.

Происходит объединение рентгеновских аппаратов в радиологические (РИС) и госпитальные (ГИС) информационные системы, а также в телерадиологические сети различного уровня для диагностики, хирургии, терапии, консультаций и обучения.

Сегодня трудно предвидеть все возможности телерадиологии, но уже ясно, что дальнейшее развитие телерадиологии неразрывно связано со всемирной сетью Интернет.

Цифровые технологии позволили реализовать целый ряд методик, увеличивающих диагностические возможности рентгенотехники: томосинтез, двухэнергетическая рентгенография, фазоконтрастная съемка, цветовое кодирование рентгенограмм, многозональная рентгенография. Использование томосинтеза заменяет в ряде случаев высокодозовую компьютерную томографию. Двухэнергетическая рентгенография нашла применение при исследованиях органов грудной клетки и молочной железы. Она позволяет

отделить изображение в мягких тканях от изображения костных структур. Проводятся исследования по использованию в рентгенодиагностике более двух спектральных зон, что потенциально позволит рассчитывать эффективные атомные номера поглощающих тканей. Фазовый контраст на маммограммах позволяет обнаруживать микрокальцинаты, которые не видны в классическом теновом изображении.

Интервенционная рентгенология, сочетающая диагностические исследования с хирургическими и терапевтическими вмешательствами, стала интенсивно развиваться только с появлением цифровых ангиографов и передвижных хирургических аппаратов. В современных цифровых ангиографах для интервенционной рентгенологии реализуется ряд специальных требований: штатив выполняется в виде С-дуги, охватывающий операционное поле и имеющий не менее пяти степеней перемещения дуги; плоскопанельный динамический детектор работает в режимах рентгенографии и рентгеноскопии с переменной частотой кадров (1-60 к/с); мощность генератора составляет не менее 80 кВт, а рентгеновская трубка имеет фокусные пятна 1,2/ 0,6/ 0,3 мм.

Происходит интеграция рентгенотехники с другими методами лучевой диагностики, например, ПЭТ/КТ, что позволяет более глубоко (на клеточном и молекулярном уровнях) изучать морфологические, функциональные, энергетические, иммунологические, биохимические структуры и механизмы человеческого организма.

Компьютерная томография на сегодняшний день является самым совершенным методом получения изображений в рентгеновских лучах. В ней реализована мечта рентгенологов видеть, кроме теневой проекции, тонкий поперечный срез, а также исследуемый орган в объеме. Она позволяет определить поглощение излучения в каждом вокселе выделенных слоев. Современные КТ имеют матрицу изображения от 512x512 до 1024x1024 пикселей, число слоев до 640 и необходимое поле обзора за счет спирального сканирования и времени оборота на 360° за десятые доли секунды.

Для общей рентгенологии разработано три основных класса цифровых аппаратов: телеуправляемые комплексы, стол снимков и стойка снимков, а также базовые радиологические системы [1, 2].

Цифровая рентгенотехника позволяет приблизить информативность рентгеновских изображений к их предельным потенциальным возможностям. Перспективными в этом отношении являются аппараты с приемниками счета рентгеновских фотонов. В этих приемниках собственные шумы можно отделить от полезного сигнала по амплитуде откликов на единичные рентгеновские фотоны. Путем цифровой регистрации центра пространственного и временного откликов на рентгеновские фотоны можно исключить влияние аппаратных функций системы на пространственную и временную разрешающие способности. Пропорциональные счетчики фотонов могут дать оценку числа регистрируемых фотонов и их энергии, что открывает возможность разработки "цветных" рентгеновских систем. Экспертные системы (CAD) подсказывают рентгенологу на изображении зоны возможных патологических образований, таким образом, уменьшая вероятность пропуска патологии.

Цифровые технологии заставили по-новому взглянуть на комплектующие изделия цифровых аппаратов. Переход на полностью импульсные режимы работы с короткой длительностью импульсов и крутыми фронтами востребовал рентгеновские трубки с

сеточным управлением и РПУ мощностью 100 кВт и более. Визуализация фазового контраста возможна только микрофокусным трубкам относительно высокой мощности.

Для повышения коэффициента полезного действия рентгеновских трубок и снижения лучевой нагрузки на пациента следует ожидать увеличения напряжения на рентгеновской трубке свыше 150 кВт. Здесь возникает проблема фильтрации неинформативного жесткого излучения.

Многие рентгеновские фирмы заняты исследованиями по эффективному подавлению рассеянного излучения без свинцового раstra с помощью цифровой обработки изображения.

Экспонетрические датчики, в качестве которых в большинстве рентгенографических аппаратов используются ионизационные камеры, заменяются на цифровые экспонетры, встроенные в плоскопанельный детектор.

Ангиографы оснащаются “роботизированными” штативами, позволяющие выбрать необходимый ракурс съемки без перемещения пациента.

Плоскопанельные детекторы вытесняют из состава рентгеновских аппаратов все другие классы детекторов. Это напоминает тот период, когда аналоговые УРИ на РЭОПах полностью заменили УРИ, построенные по другим схемам.

В медицинской рентгенотехнике остались проблемы, которые по-прежнему остаются предметом интенсивных научных исследований. К ним относятся:

- разработка источников рентгеновских лучей с КПД больше 2 %, что является пределом для рентгеновских трубок;
- исключение свинцового раstra из состава рентгеновских аппаратов;
- создание экспертных систем, которые могли бы заменить рентгенолога.

Сегодня трудно предвидеть все возможности цифровой рентгенотехники. Вступая на путь прогноза необходимо четко понимать, что, как и всякий процесс гадания о будущих событиях, он чреват опасностью оказаться неверным. Хотя цифровая рентгенотехника уже является реальностью, но и она не застрахована от крутых смен направления своего развития. Таким образом, краткое рассмотрение развития рентгенотехники на современном этапе следует оценивать не как конечную веху эволюции, а как переход рентгенотехники на качественно новый цифровой уровень, потенциальные возможности которого огромны.

Литература.

1. Увидеть невидимое: сборник научных трудов / Под ред. А. И. Мазурова. – СПб: Книжный дом, 2008. – 352 с.
2. Увидеть невидимое: сборник научных трудов / Под ред. А. И. Мазурова. – СПб: СПб. СРП “Павел” ВОГ, 2012. – Вып. 2. - 244 с.

## **ПЕРСПЕКТИВНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ МЕДИЦИНСКОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ: ТОМОСИНТЕЗ И ДВОЙНАЯ ЭНЕРГИЯ**

**Устинов А.О. (ООО «НТЦ-МТ»), Дабазов А.Р. (ЗАО «МТЛ»)**

Современная медицинская рентгенография позволяет решать большинство задач клинической диагностики. Благодаря технологии цифровых плоскопанельных рентгеновских приемников дозовую нагрузку на пациента можно существенно снизить по сравнению с

классической аналоговой рентгенографией. Классические методы рентгеновской диагностики находятся на пике своих возможностей. Для дальнейшего увеличения эффективности медицинской практики необходим переход к способам дополнительной визуализации, одними из которых являются технологии томосинтеза и двойной энергии.

В рентгенографии общего назначения традиционная линейная томография позволяет получать послойные снимки объекта, но за один проход излучателя получается изображение лишь одного среза. В результате, в случае необходимости получения послойного изображения всех лёгких процедура проводится не менее 10 раз, что приводит к значительному увеличению радиационной нагрузки на пациента и длительности процедуры. Метод компьютерной томографии позволяет получить информацию обо всем объеме грудной клетки, но существенно увеличивает дозовую нагрузку на пациента [1].

Технология томосинтеза находится на стыке линейной и компьютерной томографии (КТ), совмещая в себе высокую информативность (по сравнению с линейной томографией) и низкую дозовую нагрузку (по сравнению с компьютерной томографией). Источник рентгеновского излучения осуществляет поворот вокруг области интереса по дуге, выполняя серию экспозиций. Данные о геометрическом положении источника и соответствующие им угловые проекции позволяют осуществить реконструкцию внутреннего объема пациента.

Существует большое количество алгоритмов томосинтетической реконструкции:

- метод сдвига и суммирования (Shift-And-Add, SAA);
- метод фильтрованных обратных проекций (Filtered Back Projection, FBP);
- метод максимального правдоподобия (Maximum Likelihood Estimation Method, MLEM);
- метод адаптивной статической итерационной реконструкции (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, ASiR).

Каждый алгоритм имеет свои достоинства и недостатки. SAA является одним из самых простых, однако качество реконструкции оставляет желать лучшего. В нем проекции суммируются послойно с определенным сдвигом, обеспечивающим требуемую высоту реконструированного слоя. Алгоритм FBP является наиболее популярным на сегодняшний день, так как обеспечивает требуемое качество изображения и не является ресурсоемким. Основной тонкостью данного алгоритма является подбор фильтрующей функции, ее выбор сильно влияет на качество и артефакты в реконструированном изображении. Итеративные алгоритмы, MLEM и ASiR, обладают высокой ресурсоемкостью, что не позволяет широко применять их в коммерческих системах [2].

Ниже приведены примеры реконструкций с помощью алгоритма FBP головы теленка и грудной клетки педиатрического фантома Kyoto Kagaku RBU70. Реконструкции выполнены на аппарате «Телекорд-МТ-Плюс», производства ЗАО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд», при угле 60 градусов и 30 проекциях.

Аппарат «Телекорд-МТ-Плюс» позволяет выполнять томосинтетические обследования с углом поворота колонны и количеством проекций до 60. Оператор выбирает высоту области интереса в сантиметрах, соответствующую середине исследуемого объекта или предполагаемой области локализации патологии. Также необходимо установить граничные значения высот объема реконструкции и толщину среза в миллиметрах. Это позволяет достигать высокой детализации получаемых изображений.

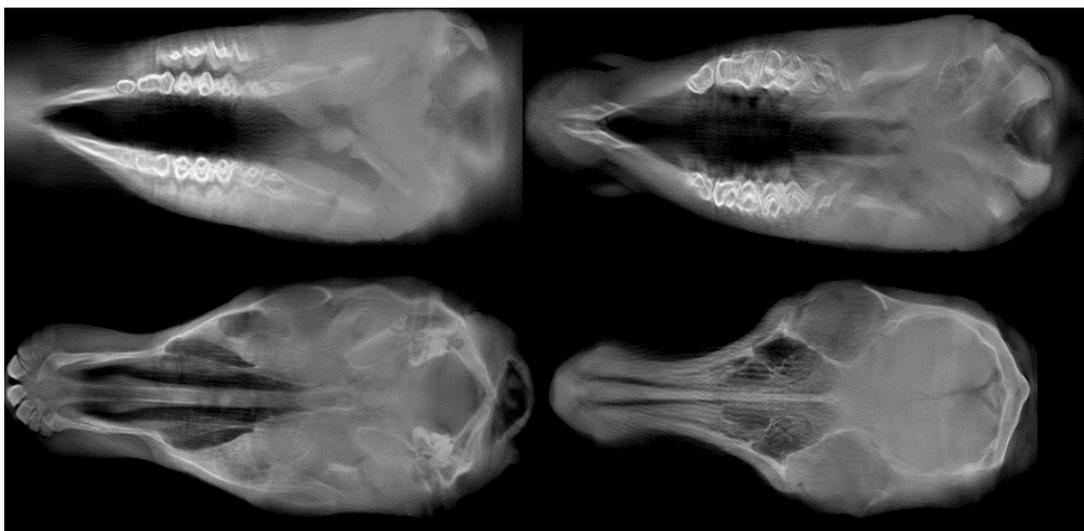


Рис. 1. Пример реконструкции головы телянка.

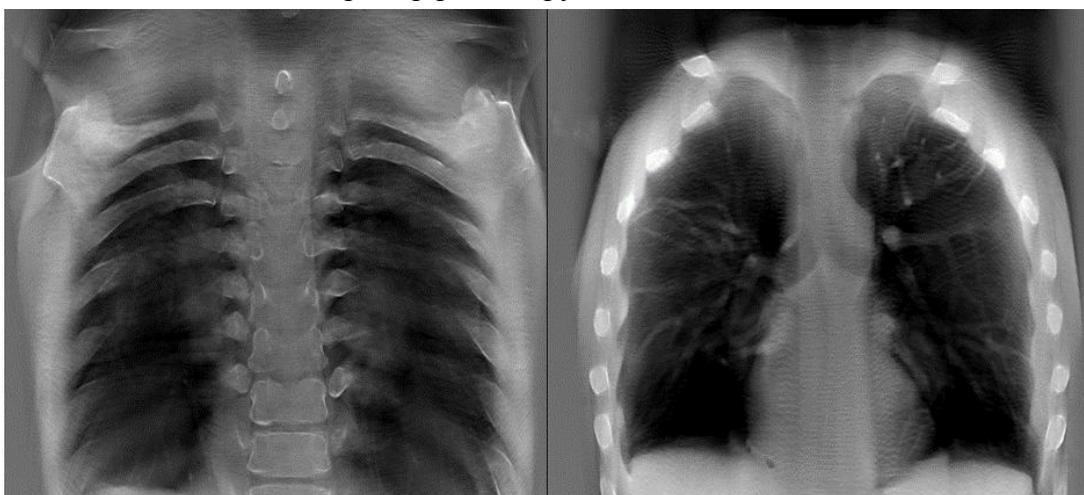


Рис. 2. Пример реконструкции грудной клетки.

Диагностика патологий органов грудной клетки на ранних стадиях осложнена наложением проекций легочной и костной тканей. Использование различных энергетических диапазонов рентгеновского излучения позволяет осуществить разделение тканей с различными коэффициентами поглощения и получить их отдельные изображения. Данная технология позволяет выявить патологию на ранней стадии при рутинных массовых обследованиях.

Экспоненциальный закон ослабления излучения позволяет составить систему из двух уравнений для низкой (LE) и высокой (HE) энергий. Компонентами релеевского и комптоновского рассеяния допустимо пренебречь.

$$I^{HE} = I_0^{HE} \exp(-\mu_{soft}^{HE} t_{soft} - \mu_{bone}^{HE} t_{bone}) \quad (1)$$

$$I^{LE} = I_0^{LE} \exp(-\mu_{soft}^{LE} t_{soft} - \mu_{bone}^{LE} t_{bone}) \quad (2)$$

где  $I$  и  $I_0$  интенсивность после и до прохождения объекта (в терминах цифровой рентгенографии им соответствует яркость изображения),  $\mu$  коэффициент ослабления,  $t$  толщина объекта в сантиметрах.

В общем виде коэффициент ослабления зависит от плотности электронов атома и атомного номера материала.

$$\mu(E)_p = \rho_e C_p \frac{Z^3}{E^3} \quad (3)$$

где  $\rho_e$  – плотность электронов атома материала.  $E$  – Энергия,  $Z$  – атомный номер материала,  $C_p = 9.8 \cdot 10^{-24}$ . Атомный номер для мягкой и костной тканей составляет 7 и 20 соответственно.

В медицинской рентгеновской технике используют анодное напряжение от 40 до 150 кВ. Для технологии двойной энергии выбирают следующие диапазоны: 50-70 кВ и 120-140 кВ. Это позволяет разнести энергетические пучки, обеспечить необходимое качество излучения и повысить ресурс работы излучателя. Для подавления низкоэнергетических компонент применяется дополнительная фильтрация.

Решая систему линейных уравнений, значения яркостей мягкой и костной тканей можно выразить как:

$$I_{soft}^{DE} = \frac{I^{HE}}{I^{LE\omega_s}} \quad (4)$$

$$I_{bone}^{DE} = \frac{I^{LE\omega_b}}{I^{HE}} \quad (5)$$

Здесь  $\omega_s$  и  $\omega_b$  коэффициенты подавления костной и мягкой тканей, равные отношению коэффициентов ослабления тканей на высокой и низкой энергиях. Значения коэффициентов зависит от условий проведения обследования, фильтрации, параметров экспозиции и анатомических особенностей пациента. Эксперимент дает следующие значения:  $\omega_s=0,25\pm0,10$  и  $\omega_b=0,60\pm0,10$  [3].

Ниже приведены примеры изображений грудной клетки фантома Kyoto Kagaku RBU50, полученных с помощью данной технологии на аппарате «Телекорд-МТ-Плюс», производства ЗАО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд». Использована дополнительная фильтрация излучения (1 мм Al и 0,2 мм Cu), отсеивающая решетка (R12, 80 ламелей/см), коэффициенты 0,25 и 0,70.

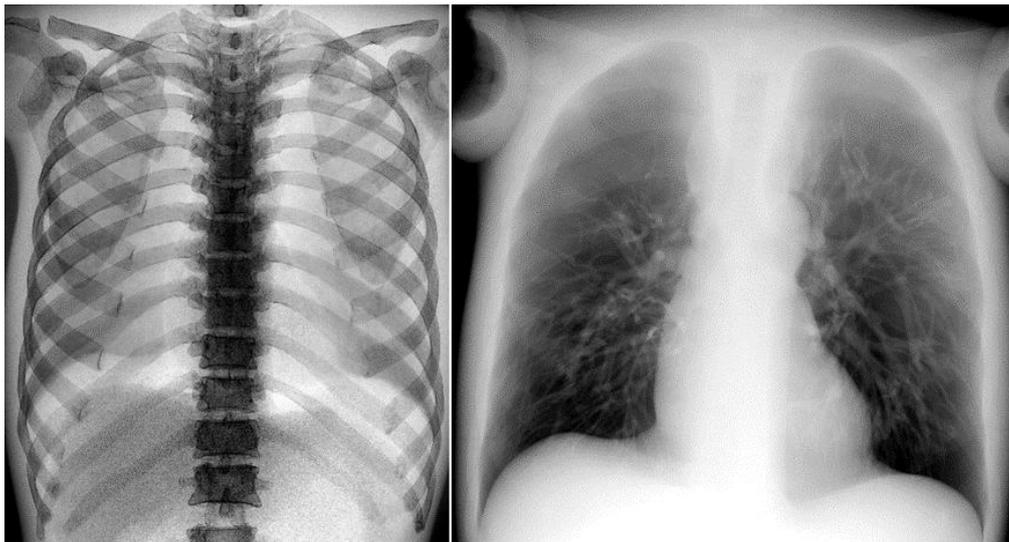


Рис. 3. Пример реконструкции костной (слева) и мягкой (справа) тканей.

На качество итоговых изображений влияют два типа параметров: экспозиции и реконструкции. К параметрам экспозиции относятся: наличие раstra; тип и величина дополнительной фильтрации пучка излучения; соотношение дозовой нагрузки обеих

экспозиций. К параметрам реконструкции относятся: коэффициенты подавления костной и мягкой тканей; метод подавления шума в реконструированном изображении; коэффициенты подавления шума.

Использование современных технологий томосинтеза и двойной энергии позволяет существенно поднять информативность обследования и улучшить диагностику патологии на ранних стадиях. Главным достоинством данных технологий является возможность применения на телеуправляемых столах-штативах с цифровым плоскостным динамическим детектором, без существенных доработок аппаратной части, а также на современных аппаратах на два рабочих места.

Предполагается, что внедрение технологий двойной энергии и томосинтеза в медицинскую практику, в ряде случаев позволит отказаться от проведения дообследований в кабинетах компьютерной томографии. Это поможет разгрузить кабинеты КТ от рутинных обследований и обеспечить доступ к ним большему количеству пациентов.

Литература.

1. J. M. Sabol, B. Heckel «Techniques for Very Low Dose Thoracic Digital Tomosynthesis» / Proceedings of conference of European Society of Thoracic Imaging (ESTI), 2012.
2. Tsutomu Gomi « X-ray digital linear tomosynthesis imaging» / Journal of Biomedical Science and Engineering, Issue 4, 2011. — 444 с
3. S. Richard «Optimization of imaging performance and conspicuity in dual-energy x-ray radiography» / Department of Medical Biophysics, University of Toronto, 2008. - 160 с.

## **РЕНТГЕНОВСКАЯ ТРУБКА С ФОТОКАТОДОМ**

***Лукьянов В.Н., Мамаева Г.А., Филиппова О.А., Фролов В.М.***

***(АО «ЦНИИ «Электрон»),***

***Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ)***

Разработаны конструкция и технология рентгеновской трубки с фотокатодом, работающей как в непрерывном, так и в импульсном режимах. Фотоэлектронный умножитель служит катодом рентгеновской трубки [1].



Рис.1. Рентгеновская трубка с фотокатодом в двух вариантах исполнения: с металлостеклянным вакуумным баллоном и со стеклянным вакуумным баллоном.

Использование фотокатода и диодной системы позволяет, в отличие от всех других известных типов эмиттеров электронов, принципиально улучшить характеристики рентгеновской трубки: облегчить управление током и интенсивностью генерируемого излучения, обеспечить точную синхронизацию начала генерации излучения при рентгеновских исследованиях динамических процессов в импульсном режиме с частотой следования импульсов излучения до 1 МГц [2].

Трубка может работать при напряжениях от 3-х до 100 кВ с анодным током 1 мА.

Литература.

1. Пат. РФ на изобретение № 2487433 (заявка 2011154772/07 от 29.12.2011, опубликовано 10.07.2013г.) Алымов О.В., Левко Г.В., Лукьянов В.Н. и др. Патентообладатель ОАО «ЦНИИ «Электрон».

2. Пат. на полезн. мод. №136635 Управляемый источник рентгеновского излучения Шишов Д.И., Потрахов Н.Н., Жамова К.К. опубл. 09.09.2013.

## **МАЛОГАБАРИТНЫЙ ОСТРОФОКУСНЫЙ ГЕНЕРАТОР РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ**

**Лупехин С.М. (Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций  
им.проф.М.А.Бонч-Бруевича)**

В настоящее время существует достаточно большое количество рентгенографических аппаратов, работающих, в основном, в режиме постоянного рентгеновского излучения. Области их применения общеизвестны [1]. Тем не менее, большое количество данных устройств имеют ряд конструктивных сложностей, связанных, прежде всего, с обеспечением электрической прочности постоянных высоковольтных источников.

Альтернативой существующим рентгенографическим аппаратам, работающих в постоянном режиме, могут стать источники импульсного рентгеновского излучения [2,3], которые по отношению к источникам постоянного излучения обладают рядом преимуществ: простота конструкции; пониженные, по отношению к постоянным источникам, требования к обеспечению электрической прочности; малые габариты; достаточно высокая интенсивность рентгеновского излучения в импульсе; высокое временное разрешение. Но, к сожалению, ни один из существующих импульсных рентгеновских аппаратов не имеет достаточно высокого пространственного разрешения. Лучший показатель по линейному разрешению у импульсных излучателей составляет  $L \sim 10^{-3}$  м.

Настоящая работа проводилась с целью создания острофокусного источника импульсного рентгеновского излучения в диапазоне энергий  $W \approx (3 \cdot 10^4 - 1 \cdot 10^5)$  эВ, имеющего линейное разрешение менее 100 мкм.

Рабочая схема генератора рентгеновских импульсов приведена на рисунке 1.

Генератор импульсного рентгеновского излучения состоит из рентгеновской трубки (рентгеновского излучателя) и генератора импульсов высокого напряжения.

Рентгеновская трубка имеет вакуумно - плотный электроизолирующий корпус, в вакуумном объеме которого размещают диодную высоковольтную систему с катодом и

анодом - мишенью. Геометрия диодной системы рассчитана таким образом, что сформированный в диодном зазоре электронный пучок, возбуждающий импульсное рентгеновское излучение, у поверхности анода имеет круглое сечение. Диаметр  $D_{\phi}$  фокусного пятна рентгеновского излучателя имеет величину  $D_{\phi} = (50 - 100)$  мкм.

Катод закреплен с электрическим контактом на высоковольтном вводе и установлен напротив анода – мишени. Анод-мишень имеет бериллиевое окно вывода рентгеновского излучения из вакуумного объема. В рентгеновской трубке использован точечный плазменный катод с площадью эмиссионной поверхности  $S \leq 10^{-2}$  см<sup>2</sup>.

Анод выполнен в виде полого цилиндра, который имеет тонкостенный плоский торец из бериллия, прозрачного для рентгеновского излучения. На бериллиевую поверхность торцевого плоского рентгено - прозрачного окна, со стороны вакуумного объема, напротив катода, наносят рентгеновскую мишень в виде тонкой пленки тяжелого металла (вольфрам, рений). Расстояние между катодом и анодом  $D_{a-k} \geq 5 \cdot 10^{-3}$  м. Конструкции рентгеновского излучателя создана на базе стандартной рентгеновской трубки БХ10.

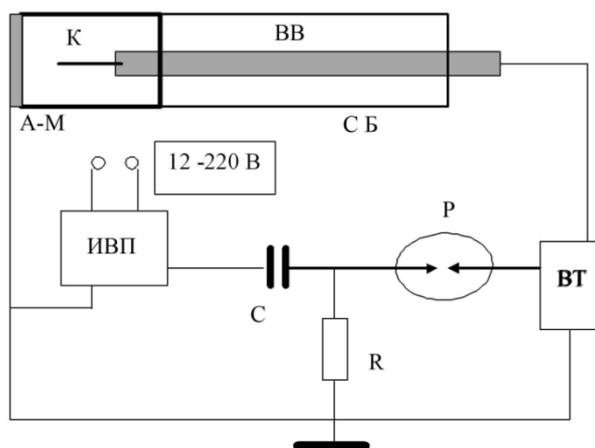


Рис. 1. Рабочая схема генератора рентгеновского излучения

К – катод, ВВ – высоковольтный ввод, А-М – анод-мишень, СБ – стеклянный баллон, ИВП – источник высокого напряжения, С – конденсатор, R- балластное сопротивление, Р – высоковольтный коммутатор, ВТ – высоковольтный импульсный трансформатор.

Генератор импульсов высокого напряжения состоит из источника постоянного высокого напряжения с накопительной электрической емкостью и формирователя высоковольтных импульсов напряжения. Формирователь состоит из высоковольтного газоразрядного, либо вакуумного коммутатора, последовательно соединенного с первичной обмоткой импульсного высоковольтного трансформатора.

Использование точечного катода с жестко ограниченной эмиссионной поверхностью совместно с анодом в виде полого цилиндра обеспечивает при импульсных рабочих напряжениях  $U \approx (3 \cdot 10^4 - 1 \cdot 10^5)$  В импульсный электронный ток  $I \sim (10 - 10^2)$  А на мишень, нанесенную на торцевую поверхность анода – мишени. При этом плотность тока электронного пучка на аноде  $\sim (10^2 - 10^4)$  А/см<sup>2</sup>.

Расстояние катод – анод  $D_{a-k}$  обеспечивает устойчивую работу излучателя при указанных выше импульсных напряжениях и длительности импульсов напряжения  $\tau \sim (10^{-7} - 10^{-6})$ с. Частота включения импульсов может изменяться в диапазоне  $F = (1 - 10)$  Гц. Катод обеспечивает эффективную работу рентгеновской трубки при давлении остаточных газов в вакуумной колбе  $\sim (10^{-6} - 10^{-7})$  Торр. Рентгеновская трубка работает без принудительного

охлаждения анода – мишени. Испытания устройства в условиях максимальной интенсивности рентгеновского излучения показали рабочий ресурс  $\sim 10^5$  импульсных включений.

Тестирование разработанного и созданного рентгеновского аппарата показало, что рентгеновское изображение микроструктурных объектов (рис.2) имеет линейное разрешение  $L \leq 100$  мкм в сочетании с высоким контрастом.

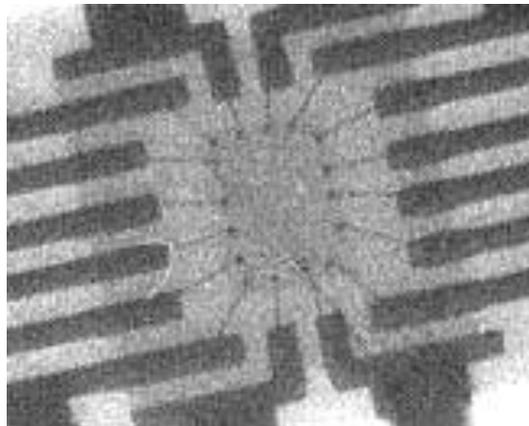


Рис.2. Рентгеновское изображение фрагмента КМОП микросхемы.  $U \approx 70$  кВ.

Литература.

1. Иванов С. А., Щукин С. А. Рентгеновские трубки технического назначения. Л.: Энергоатомиздат, 1989. 270 с.
2. Дронь Н. А. Рентгеновские импульсные трубки // Сильноточные импульсные электронные пучки в технологии. Новосибирск. Наука, 1983. С. 135 – 139
3. Лупехин С.М. Генератор импульсного рентгеновского излучения.// Патент на полезную модель №2010122698/07(032321) от 27.05.2010 г.

## **К ВОПРОСУ О ПРИМЕНЕНИИ НАНОСТРУКТУРНЫХ МАТЕРИАЛОВ В РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБКАХ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

**Таубин М.Л. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»)**

Проблема рентгеновских трубок на современном этапе развития медицинской техники состоит, в основном, в необходимости получения больших интенсивностей рентгеновского излучения при обеспечении малых размеров фокусных пятен.

Особенно это важно для рентгеновских трубок цифровых сканирующих рентгеновских аппаратов и маммографов.

Проблемы катодов – это ключевая проблема для обеспечения требуемых рентгенооптических характеристик рентгеновских трубок.

В этом аспекте основной задачей для получения необходимых размеров фокусного пятна является фокусировка электронов. Наиболее перспективным, на сегодняшний день, путем получения малых фокусных пятен является применение конструкции катодов с плоской эмитирующей поверхностью. Эмиттер плоской формы более эффективен по сравнению со спиралью, из-за того, что такой эмиттер имеет более равномерное

распределение электрического поля и, кроме того, большую площадь, что, также, важно для получения большей интенсивности рентгеновского излучения [1]. Снижение работы выхода электронов для повышения эмиссионного тока возможно только с использованием новых материалов. Результаты многолетних исследований материалов применительно к их использованию в качестве эмиттеров термоэмиссионных преобразователей энергии [2,3] показали, что вольфрам с монокристаллической структурой может быть перспективным материалом и для эмиттеров рентгеновских трубок. Результаты этих исследований, свидетельствовали о более высоких эмиссионных характеристиках, меньшей и равномерной по сравнению с поликристаллом испаряемостью вольфрама с поверхности, а также, из-за отсутствия рекристаллизации (существенный недостаток эмиттеров из поликристалла) вплоть до температуры плавления, большей размерной стабильностью при высоких температурах эксплуатации. Исходя из изложенного, представляется одним из перспективных направлений, в рассматриваемом аспекте, создание катода с плоским эмиттером, выполненным из монокристаллического вольфрама.

Использование монокристаллического вольфрама в качестве материала эмиттера позволяет во-первых снизить рабочую температуру эмиттера на  $70^{\circ}\text{C}$ , так как кристаллографическая грань [111] монокристаллического вольфрама имеет работу выхода электронов  $(4,4\pm 0,05)$  эВ, что на  $0,15$  эВ ниже работы выхода поликристаллического вольфрама  $(4,55\pm 0,05)$  эВ, а во-вторых облегчить фокусировку электронов из-за меньшей эмиссионной контрастности монокристалла.

Результаты исследований эмиссионных характеристик (Рис.1) свидетельствуют о том, что монокристаллический вольфрам с кристаллографической ориентацией эмитирующей плоскости (111) имеет более высокие эмиссионные характеристики (работа выхода электронов равна  $4,4\text{eV}$ ), чем поликристаллический вольфрам.

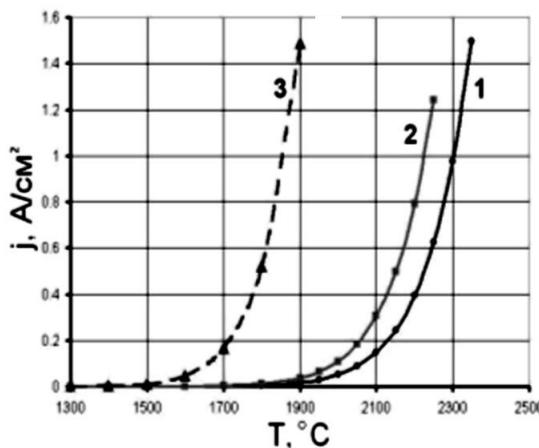


Рис.1. Зависимость плотности тока эмиссии от температуры для:

- 1 – поликристаллического вольфрама;
- 2 – монокристаллического вольфрама с плоскости [111];
- 3 – нанокристаллический вольфрам (расчет с использованием результатов [4]).

Второй задачей повышения выходных характеристик рентгеновских трубок являются проблемы анода, а именно снижение его повреждаемости. Легирование вольфрама рением не во всех случаях является оптимальным, а в маммографии неприемлем. В связи с этим, авторами предложен, изготовлен и испытан в качестве материала анода

монокристаллический молибден (для маммографии) и монокристаллический молибден с покрытием из монокристаллического вольфрама для других применений.

Показано, что зависимость снижения мощности дозы рентгеновской трубки для монокристаллического анода (рис.2) несколько отличается от типичной зависимости для поликристаллического молибденового анода.

После снижения мощности дозы на 10 % за первые 1500 включений наступает стабилизация, что обеспечивает больший ресурс трубки.

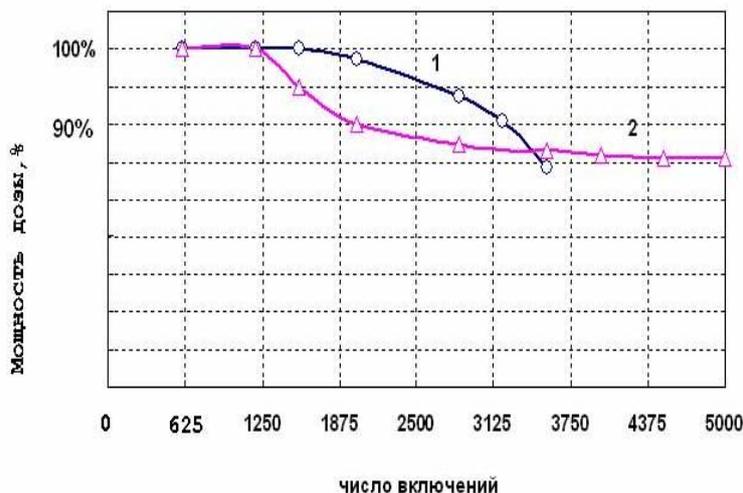


Рис.2. Зависимость мощности дозы от числа включений. 1 – поликристаллический вольфрам, легированный рением; 2 – монокристаллический вольфрам.

Хотя монокристаллы и показали лучшие характеристики как в качестве анодов, так в качестве катодов, возможно более радикальным путем повышения эксплуатационных характеристик рентгеновских трубок является использование **наноматериалов**.

Использование, например, нанопорошков (Mo, Nb) для изготовления *анодов* на основе молибдена или сплава молибдена с ниобием должно исключить влияние описанных выше технологических недостатков и за счет снижения пористости, увеличения прочности и пластичности материала, повысить допустимые удельные нагрузки на фокусное пятно анода.

Известны результаты исследований [4], в которых работа выхода электронов нанокристаллического вольфрама была ниже крупнозернистого на 0,8 эВ. Это явление объясняется тем, что, при формировании наноматериалов, в области шириной 10 нм вблизи границ зерен возникают трубки тока с пониженной работой выхода. Такой эффект может существенно повысить интенсивность рентгеновского излучения при тех же температурах катода или снизить температуру катода при той же интенсивности рентгеновского излучения на 400° С. Оценки показывают, что при температуре, при которой эффект повышения эмиссионных характеристик для этого материала еще присутствует ( $T \leq 1500^{\circ} \text{C}$ ), можно рассчитывать на получение плотности тока эмиссии равной 10мА/см<sup>2</sup>.

В последнее время появилось ряд публикаций [5, 6,7], в которых описываются результаты разработок рентгеновских трубок с использованием углеродных нанотрубок (УНТ) в качестве материалов катодов.

Разработчиками из университета Южной Каролины совместно с сотрудниками фирмы Хинтек (США) представлены материалы по разработке сканирующего источника рентгеновского излучения с катодом из УНТ [6].

Напряжение на аноде было равным 40-60 кВ, напряженность электрического поля 2.3-3.1В/см, плотность тока эмиссии достигала величин 1А/см<sup>2</sup>.

Одновременно с улучшением характеристик катода, изготовленного из УНТ, применение наноразмерных добавок, вероятно, может повысить и прочностные свойства традиционно используемого вольфрама. Эффект повышения прочностных характеристик вольфрама был получен нами при высокотемпературных отжигах образцов в виде фольг толщиной 100мкм вольфрама марки ВА (вольфрам с кремний-алюминиевыми и щелочными присадками).

Исследования структуры образцов этих материалов после отжигов (Рис.4) позволили выявить появление наноразмерных ( $\leq 200$ нм) включений по границам зерен предварительно термообработанного вольфрама, что приводит к резкому увеличению (более, чем в три раза) сопротивления ползучести материала при температуре 2200<sup>0</sup>С (Рис.3).

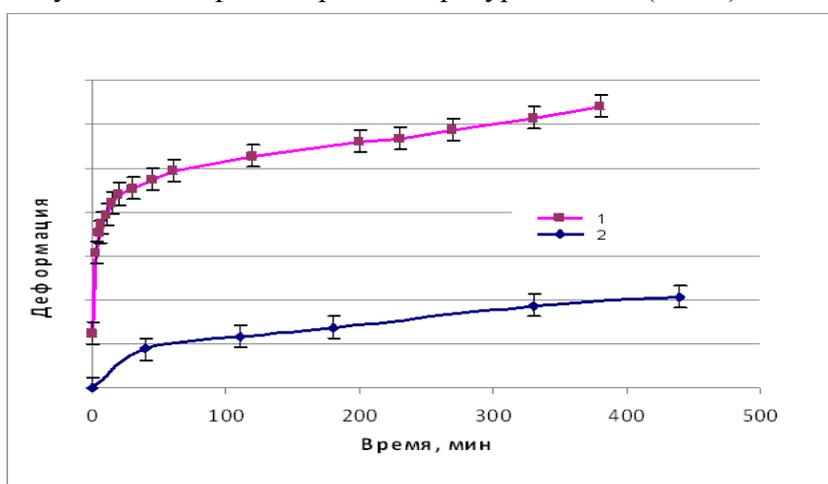


Рис.3. Зависимость деформации при испытаниях на ползучесть от времени.

1 – поликристаллический вольфрам без термообработки.

2 – поликристаллический вольфрам, предварительно отожженный при температуре 2500<sup>0</sup>С в течение 5 часов.

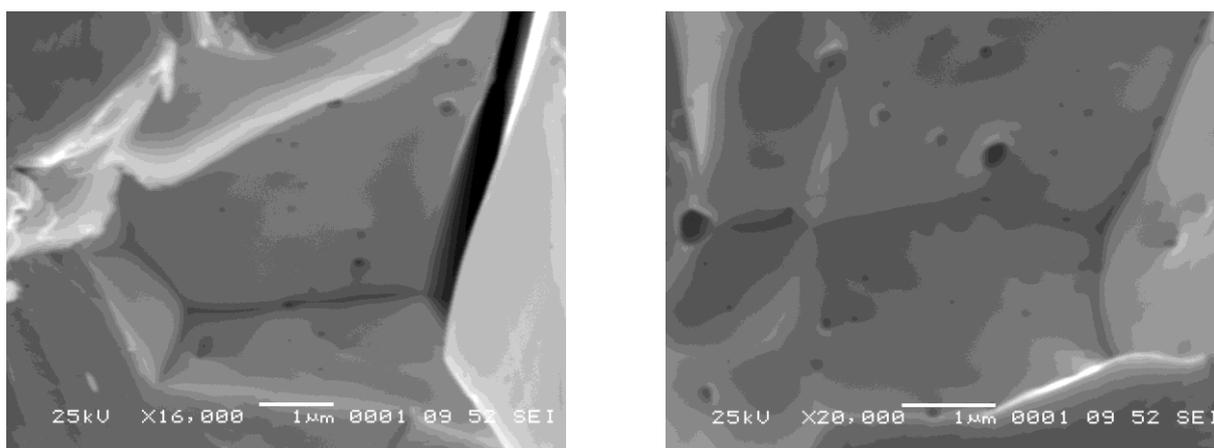


Рис.4. Микроструктура термообработанного при температуре 2400<sup>0</sup>С в течение 5 часов поликристаллического вольфрама.

В целом, качественное повышение эксплуатационных характеристик рентгеновских трубок с использованием наноматериалов и монокристаллических материалов, может быть обеспечено одновременным повышением плотности потока электронов (плоский катод из

нановольфрама или нанокompозита вольфрама) и увеличением нагрузочной способности рентгеновской трубки (анод из нанокompозитов молибдена с ниобием или вольфрама с рением) за счет обеспечения большего числа взаимодействий увеличенной плотности электронов с большим количеством атомов материалов мишени анода.

Представленные результаты дают основания для разработки нового поколения источников рентгеновского излучения с повышенными диагностическими возможностями.

Литература.

1. Минэ Ким. Металлические материалы для электронных ламп. М.:»Энергия», 1966 г., 631стр.

В.Ф.Платонов, М.Л. Таубин, К.Ханс Катод прямого накала и способ его изготовления Патент РФ №2314592, 2006г.

2. Klinkov A.E., Nikolaev Yu.V., Vybyvanetz V.I. Work function of low-alloyed single-crystal tungsten alloys. The second Inter.Confer. on – "Nuclear Power Engineering in Space. Physics of Thermionic Energy Converters". Sukhumi, 28.10-2.11, 1991, p.37.

3. Мулюков Р.Р., Юмагузхин Ю.М. Работа выхода электронов из нанокристаллического вольфрама. Доклады академии наук, 2004, том 399, №6, с.760-761.

4. Appl. Phys. Lett. 2004, 85 p.5679.

5. Appl. Phys. Lett. 2005, 86 184104.

6. С.В.Алексеев, М.Л. Таубин, А.А. Ясколко, Нанокompозиты в рентгеновской технике, Москва, «Техносфера» 2014. 204 с.

7. М.Л. Таубин, В.Ф. Платонов, А.А.Ясколко, Катоды рентгеновских трубок медицинского назначения, Медицинская техника 2009, С. 44.

## **СИНТЕЗ УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК НА ПОВЕРХНОСТИ ПОЛЕВОГО КАТОДА РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ**

**Таубин М.Л. (ФГУП) НИИ НПО «ЛУЧ»**

**Урусов А.А. (НИЯУ «МИФИ»)**

Целью данного исследования было изучение возможности нанесения углеродных нанотрубок (УНТ) на поверхность вольфрама. В случае успеха, появилось бы экспериментальное подтверждение возможности формирования УНТ на вольфрамовой подложке как автоэмиссионного катода рентгеновских трубок [1-3].

Большинство образцов, используемых в экспериментах по выращиванию нанотрубок, представляли тонкие металлические пластинки размерами 10x10 мм, в основном, из никеля и вольфрама. Перед проведением процесса нанесения УНТ поверхность образцов шлифовалась для получения развитой поверхности и травилась в кислоте для удаления оксидной плёнки. На некоторые образцы из вольфрама наносился жидкий катализатор в виде раствора нитрата никеля [Ni(NO<sub>3</sub>)<sub>2</sub>].

Подготовленные образцы помещались в кварцевую кювету, которая устанавливалась внутри реактора для синтеза нанотрубок, принципиальная схема которого показана на рис. 1. Затем включался нагрев камеры реактора, с заданной скоростью до заданной температуры,

которые управлялись терморегулирующим устройством. Параллельно нагреву в объём камеры подавался инертный газ аргон. По достижению необходимой температуры включалось нагревательное устройство испарителя и в камеру с образцом начинали подаваться пары этилового спирта. Процесс прекращался по истечению заданного времени или после полного испарения этанола.

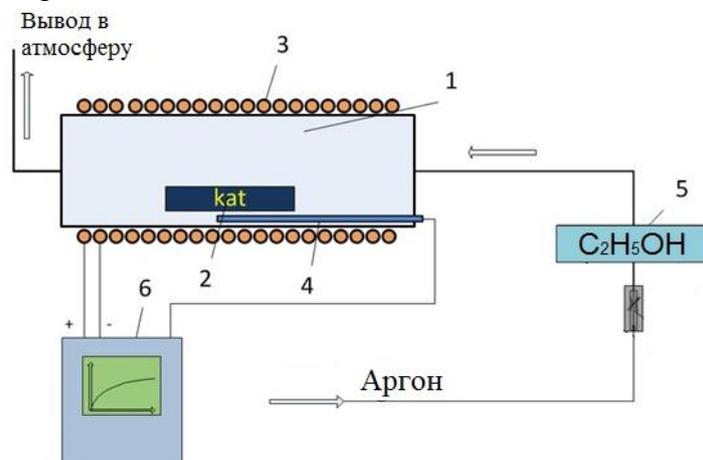


Рис. 1. Схема реактора для синтеза УНТ.

1 – кварцевая камера, 2 – кювета с образцом, 3 – нагревательный элемент, 4 – термопара, 5 – испаритель со спиртом, 6 – терморегулирующее устройство.

В работе в роли углеродсодержащего реагента использовался этиловый спирт, который обладает рядом преимуществ, по сравнению с другими используемыми реагентами (например, пропилен). При нормальных условиях этанол находится в жидком состоянии и его легко хранить. Он дешёвый и малотоксичный, обладает не высокой температурой кипения ( $78^{\circ}\text{C}$ ) и температурой разложения (около  $600^{\circ}\text{C}$ ). С химической точки зрения особенность этилового спирта состоит в том, что при пиролизе его паров образуются ОН-радикалы, обладающие повышенной реакционной способностью по отношению к дефектному (аморфному) углероду, за счёт этого нанотрубки получаются более чистыми. Также радикал ОН препятствует загрязнению частиц катализатора аморфным углеродом, что увеличивает время роста нанотрубок и как следствие увеличивает длину.

Результаты экспериментов, представленные на рис. 2 и таблице 1 показали, что на поверхности образца сформировались игольчатые фазы, а в некоторых местах - кристаллические структуры ограниченной формы. Однако УНТ непосредственно на поверхности вольфрама не образовался.

Таблица 1

Элемент	Масс., %	$\sigma_{\text{std}}$ , %
С	11,01	1,67
О	27,20	0,81
W	59,20	1,24

В связи с изложенным возникла необходимость использования катализаторов, в частности никеля. На рис 3. представлена структура УНТ на никелевой подложке.

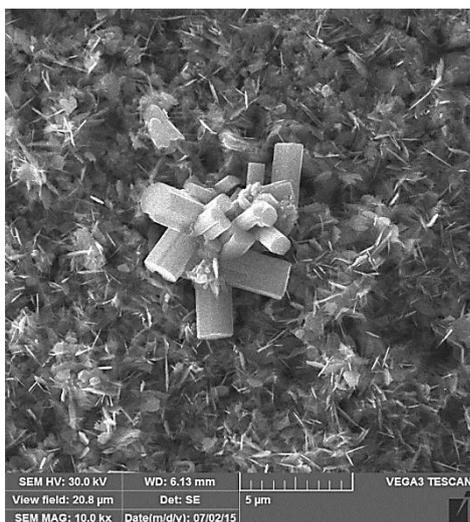


Рис. 2. Изображение поверхности вольфрамовой подложки и локальный элементарный анализ этой области.

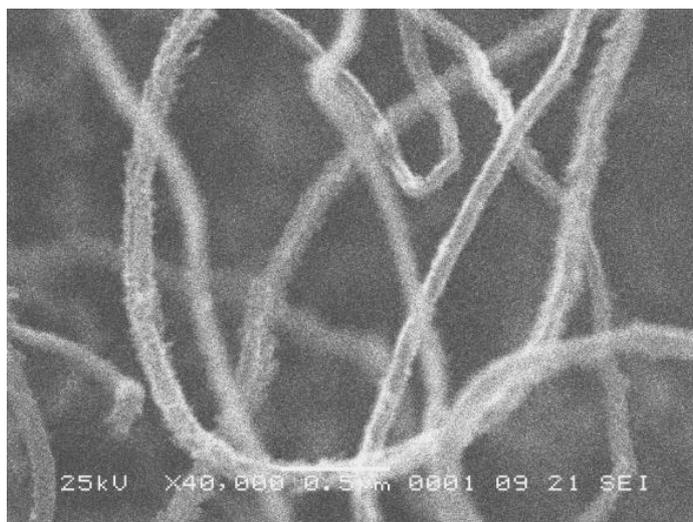


Рис.3. Электронномикроскопическое изображение УНТ на никелевой подложке.

Эти результаты подтвердили перспективность использования никеля как материал в катализатора.

В последующих экспериментах, например, контролируя толщину наносимого слоя никеля можно контролировать размер и количество синтезируемых нанотрубок.

При подготовке вольфрамовых подложек, на их поверхность наносился раствор нитрата никеля  $[\text{Ni}(\text{NO}_3)_2]$  и затем проводился процесс синтеза УНТ. Полученные результаты продемонстрированы на рис. 4.

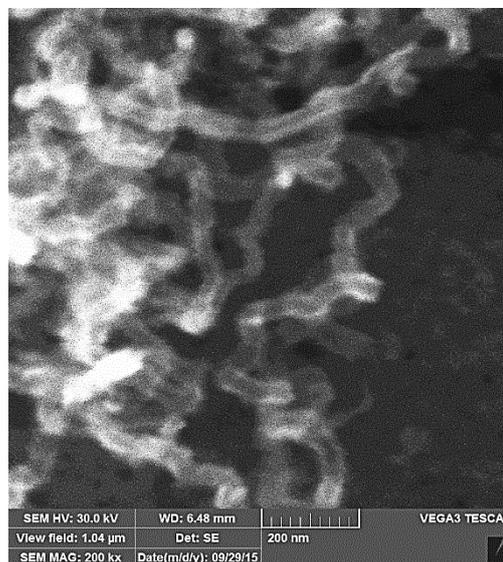
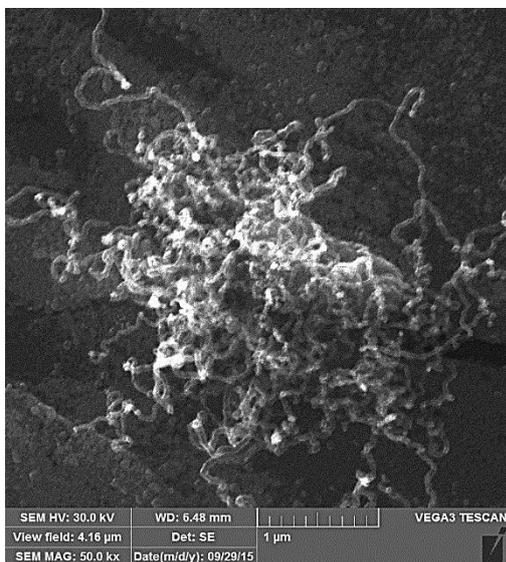


Рис. 4. Изображения поверхности вольфрамовой подложки предварительно покрытой  $\text{Ni}(\text{NO}_3)_2$  при увеличении 50000 и 200000 раз соответственно.

По результатам электронномикроскопических исследований было установлено, что наличие никелевого катализатора, приводит к устойчивому формированию УНТ на поверхности вольфрама.

В первых экспериментах проводилась отработка режимов синтеза углеродных нанотрубок на никелевых подложках, с использованием этилового спирта как источника углерода, чтобы определить зависимость параметров процесса, таких как температура, время

и скорость подачи газообразных компонентов, на структуру нанотрубок. Их итогом стали установленные закономерности образования углеродных структур при различных параметрах.

Следующим этапом исследований было нанесение углеродных нанотрубок на подложки из вольфрама для получения нанотрубок в технологии производства катодов для рентгеновских трубок [2]. На последующем этапе использовался никелевый катализатор, который наносился на подложки из вольфрама для формирования на их поверхности массивов УНТ.

После получения положительных результатов этих исследований, были проведены термические испытания, показавший термическую стабильность углеродных нанотрубок до  $T=1700^{\circ}\text{C}$ . Дополнительно с помощью сканирующей электронной микроскопии был измерен радиус получаемых нанотрубок, который составил от 20 нм до 100 нм. Методом Брунауэра-Эммета-Теллера было определено значение удельной поверхности, которое составило  $92,64 \text{ м}^2/\text{г}$ .

Отработаны режимы получения УНТ, а также установлено влияние параметров процесса их получения на структуру массива нанотрубок на поверхности вольфрама.

Было установлено, что синтез углеродных нанотрубок методом каталитического пиролиза непосредственно на поверхность вольфрама с использованием этилового спирта как источника углерода при выбранных режимах не привел к синтезу УНТ. Однако нанесение никелевого катализатора на поверхность вольфрамовых подложек дало положительные результаты в экспериментах по синтезу УНТ на поверхность вольфрама.

Литература.

1. Елецкий А.В. Углеродные нанотрубки и их эмиссионные свойства. Успехи физ. наук. 2002. - Т.172. №4. – С. 401-438.
2. Елецкий А.В. Холодные полевые эмиттеры на основе углеродных нанотрубок. Успехи физ. Наук. – 2010. - №9. Т.180. - С. 897 – 930.
3. Харрис П. Углеродные нанотрубы и родственные структуры. Новые материалы XXI века. Перевод с английского под редакцией и с дополнением Л.А. Чернозатонского. М.: «Техносфера», 2003 – 336 с.

## **МОДЕРНИЗАЦИЯ ДЕТЕКТОРОВ РАДИАЦИОННЫХ ТОЛЩИНОМЕРОВ**

***Артемов И.Б.** (МГТУ им. Баумана, каф. ИУ4)*

***Артемов Б.В., Владимиров Ю.Л., Владимиров Л.В.** (ЗАО «НИИИИ МНПО «СПЕКТР»)*

На металлургических предприятиях России для решения задачи измерения толщины выпускаемого металлического проката широко используются бесконтактные рентгеновские и изотопные или радиационные толщиномеры. Широкое применение этих приборов обосновано их высокими метрологическими характеристиками, быстродействием и отсутствием контакта измерительного преобразователя, с поверхностью движущегося в процессе проката металла. Радиационная толщинометрия – радиометрический метод

неразрушающего контроля, предназначенный для измерения толщины или поверхностной плотности материала и основанный на измерении параметров ионизирующего излучения, возникающего в результате взаимодействия первичного ионизирующего излучения с контролируемым материалом согласно ГОСТ 24034-80 «Контроль неразрушающий радиационный» [1]. Парк радиационных толщиномеров требует постоянного технического обслуживания, ремонта и модернизации. В настоящее время к проблеме поддержания в рабочем состоянии эксплуатируемого на металлургических заводах оборудования добавилась новая задача, поставленная руководством нашей страны – импортозамещение. Для одновременного решения этих задач на предприятии «ВИЗ-Сталь» г. Екатеринбург решено произвести работы по модернизации импортных толщиномеров FMM производства фирмы "Messelektronik" ГДР (разработка 80х годов).

В толщиномере используется абсолютный метод измерения (рис. 1). Измерительный зазор – 160 мм. Измеряемая толщина стали  $d$  от 0,1 до 2,0 мм. Случайная погрешность (СКО) измерения на неподвижном образце толщиной 0,3 мм составляет 0,1% относительно измеряемой толщины проката. В оборудовании в качестве источника излучения применяется изотоп Америций<sup>241</sup>, со следующими основными параметрами:

- энергия гамма-квантов 60 кэВ;
- плотность потока фотонов на расстоянии 1 м от центра рабочей поверхности -  $(7.0 \pm 2.1) \cdot 10^4 \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{см}^{-2}$ ;
- максимальная активность  $\text{Am}^{241}$  в источнике - 2,24 Ки ( $8.3 \cdot 10^{10}$  Бк);
- период полураспада – 432,6 года;
- энергия  $\gamma$ -квантов  $E = 59,5$  кэВ (35,8%).

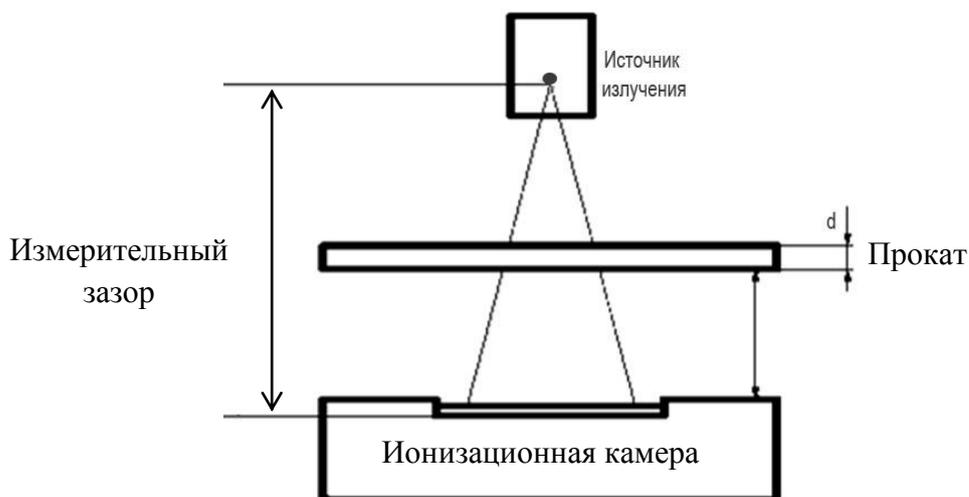


Рис. 1. Схема радиационного измерительного тракта толщиномера FMM-24004.

Источники ИГИА – 5 М-1 выпускаются Российской фирмой «Изотоп» и без проблем могут быть приобретены на территории России в необходимом количестве.

В качестве приемника излучения в толщиномере использовалась газонаполненная аргоно-ксеноновая ионизационная камера (ИК).

Основные параметры ИК (рис. 2):

- диаметр 165 мм;
- высота 80 мм (с электродами - 110мм);

- материал корпуса алюминий толщиной 2мм;
- входное окна алюминий толщиной 0,5мм;
- напряжение питания 500В.



Рис. 2. Газонаполненная аргоно-ксеноновая ионизационная камера.

В процессе эксплуатации толщиномеров камеры подвергались воздействию агрессивных сред и вибрации, ударному воздействию, со временем, герметичность камер нарушилась, как следствие давление газовой смеси начало спадать. Уменьшение давления ведет к уменьшению плотности и снижению эффективности работы камеры. Число провзаимодействовавших квантов падает, а статистическая погрешность растет с одновременным снижением уровня выходного сигнала камеры. Повышение интенсивности источника не желательно, т.к. приведет к переоблучению персонала или потребует введения дополнительных защитных экранов в конструкцию приборов. Замена камеры на более эффективную, это наиболее простой и безопасный и экономически выгодный способ решения проблемы. В качестве прототипа была использована гетерогенная камера разработанная ранее в ЗАО МНПО «СПЕКТР» для рентгеновского толщиномера РИТ10.6 [2-4]. Конструкция ИК [5] потребовала существенной доработки, т.к. эффективная энергия потока излучения в случае использования изотопного америциевого источника взамен использовавшегося ранее рентгеновского повышается на 30%. Мощность дозы  $P$  будет равна:

$$P = N \cdot E \cdot \mu_b \cdot 1/a [(P \cdot m^2)/c] = 7 \cdot 10^4 \cdot 60 \cdot 0,028 \cdot 1/5,5 \cdot 10^{10} = 2,1 \cdot 10^{-6} [(P \cdot m^2)/c],$$

где:  $N$  – число квантов попадающих на  $1 \text{ см}^2$  в секунду на расстоянии  $1 \text{ м}$  от источника,  $E$  – энергия  $\gamma$  квантов в кэВ,  $\mu_b$  – массовый коэффициент преобразования энергии излучения в воздухе  $\text{см}^2/\text{г}$ .

При расстоянии от источника до центра камеры  $\sim 230 \text{ мм}$  мощность дозы в плоскости геометрического центра камеры  $P_k$  будет  $40,4 \cdot 10^{-6} \text{ Р/с}$ . Ток ионизационной камеры с объемом  $1 \text{ см}^3$  при этом составит  $i_k = 3,3 \cdot 10^{-10} \cdot 40,4 \cdot 10^{-6} = 1,33 \cdot 10^{-14} \text{ А}$ .

С учетом поглощения в материалах проката ( $0,05 \div 3 \text{ мм Fe}$ )

$$i_{k \text{ min}} = i_k \cdot \exp(-\mu \cdot d) = 8 \cdot 10^{-16} \text{ А/см}^3, \quad (1)$$

где:  $d$  – максимальная толщина ленты –  $0,3 \text{ см}$ ;  $\mu$  – коэффициент линейного ослабления материала проката при энергии фотонов  $60 \text{ кэВ}$  составляет  $9,42 \text{ см}^{-1}$  при его плотности  $7,86 \text{ г/см}^3$ .

Учитывая, что современные операционные усилители плохо работают с такими малыми значениями токов, необходимо либо повысить активность источника, что недопустимо с точки зрения радиационной безопасности, либо существенно, не менее чем на  $2 \cdot 10^4$  увеличить чувствительность ионизационной камеры.

Чувствительность ионизационной камеры можно увеличить двумя способами – увеличением площади входного окна и высоты камеры. Из конструкторских требований (ТЗ) объем может быть увеличен не более  $V \text{ см}^3$ :

$$V = \pi \cdot R^2 \cdot h = 3,14 \cdot (6,5)^2 \cdot 10 = 1,3 \cdot 10^3 \text{ см}^3.$$

Что позволит получить ток при минимальной и максимальной толщине проката:

$$i_{k \text{ min}} = 8 \cdot 10^{-16} \cdot 1,3 \cdot 10^3 = 10^{-12} \text{ А.}$$
$$i_{k \text{ max}} = 1,33 \cdot 10^{-14} \cdot 1,3 \cdot 10^3 = 1,7 \cdot 10^{-11} \text{ А.}$$

Диапазон токов ионизационной камеры от  $10^{-12} \text{ А}$  до  $10^{-11} \text{ А}$  незначителен, однако для улучшения отношения сигнал/шум желательно повысить чувствительность, как минимум на порядок. Для этого используем в качестве активного материала для покрытия электродов камеры высокоатомное напыление с толщиной равной или меньшей длине свободного пробега электронов в материале покрытия. При этом коэффициент увеличения чувствительности ионизационной камеры  $K_y$  будет равен:

$$K_y = \mu_z / \mu_{\text{возд}} = 4,27 / 0,0283 = 150 \quad (2)$$

где:  $\mu_z$  – коэффициент электронного преобразования энергии фотонов для материала электродов камеры с атомным номером  $Z$ ,  $\mu_{\text{возд}}$  – коэффициент электронного преобразования энергии фотонов в воздухе.

С учетом не полного выхода электронов из электродов, ослабления излучения за счет расстояния и поглощения в электродах камеры будем считать  $\eta = 30\%$ , а  $K_y = 45$  получим:

$$i_{k \text{ min}} = 4,5 \cdot 10^{-11} \text{ А; (3 мм Fe);}$$
$$i_{k \text{ max}} = 7,6 \cdot 10^{-10} \text{ А; (0,1 мм Fe).}$$

Для преобразования тока камеры в цифровой сигнал разработана электронная схема измерения с использованием АЦП с интегрированием сигнала камеры на емкости  $> 50 \cdot 10^{12} \text{ Ф}$ . Постоянная времени цепи разряда  $\tau$  с учетом собственной емкости камеры и входного сопротивления АЦП будет  $< 50 \text{ мс}$ , что полностью удовлетворяет техническому заданию. Технические требования, предъявленные заказчиком к ионизационной камере и значения полученные в результате испытаний изготовленной камеры, приведены в таблице 1.

Камера (рис. 3) содержит корпус в виде полого металлического цилиндра с рентгенопрозрачными электропроводящими крышками на торцах, симметрично размещенные между крышками вдоль продольной оси корпуса камеры и параллельные пластины из рентгенопрозрачного диэлектрического материала, чередующиеся высоковольтные и собирающие электроды. Которые выполнены в виде покрытий из материала с высоким  $Z$  и изолированы от корпуса и крайних пластин, жестко закрепленных образующими поверхностями в заделках торцевых плоскостей корпуса. Расстояния между покрытиями высоковольтных и собирающих электродов соответственно равны, а полость камеры герметична и заполнена воздухом. Два металлических стержня, один из которых электрически связан с покрытиями высоковольтных электродов, но изолирован от покрытий собирающих электродов, а другой электрически связан с покрытиями собирающих электродов, но изолирован от покрытий высоковольтных электродов. Стержни размещены параллельно продольной оси корпуса камеры и жестко скреплены с пластинами. В результате были получены высокие виброустойчивость камеры за счет обеспечения повышенной механической жесткости пластин и чувствительность. Уменьшение межэлектродных расстояний позволило увеличить напряженность в камере при постоянном

напряжении питания высоковольтных электродов и тех же внешних габаритах камеры, что в целом улучшает динамические и метрологические показатели камеры.

Таблица 1

Основные параметры ИК

Параметр	Предъявленное значение	Полученное значение	Соответствие техническим требованиям
Чувствительность, А·с/Гр	$9,5 \cdot 10^{-5}$	$2 \cdot 10^{-3}$	Да
Динамический диапазон, отн. ед.	$10^3$	$10^3$	Да
Напряжение питания, В	400	150 ÷ 500	Да
Габаритные размеры, мм	Диаметр 165 Высота 125	Диаметр 165 Высота 125	Да

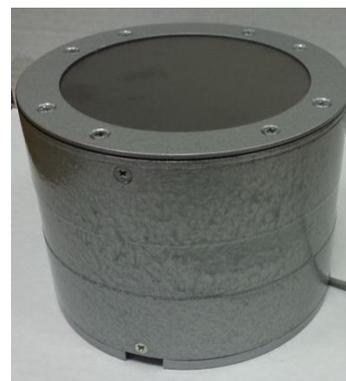
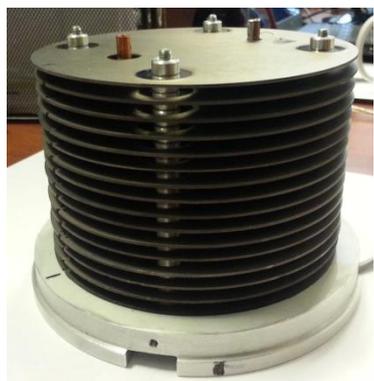
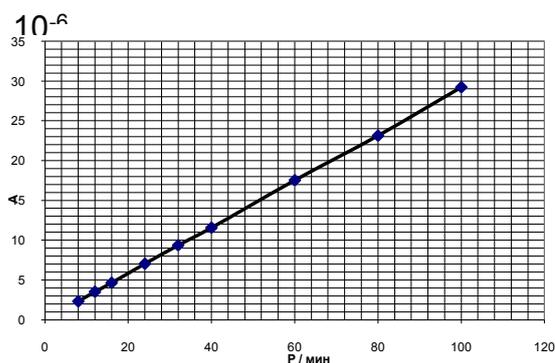
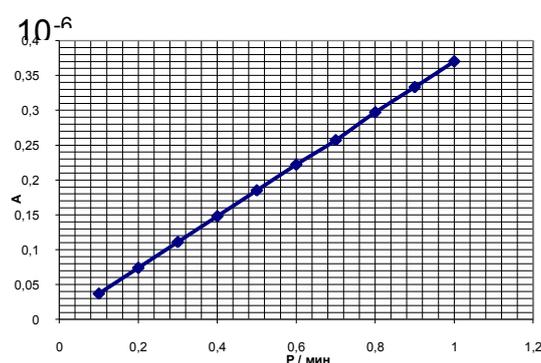


Рис.3. Гетерогенная ионизационная камера.

В процессе испытаний камеры были получены зависимости тока от мощности дозы для двух фокусных расстояний (рис.4).



а



б

Рис.4. Зависимости тока ионизационной камеры от мощности дозы для фокусного расстояния: а – 0,2 м и б – 2 м.

Таким образом показано, что в диапазоне мощностей доз от 0,1 до 100 Р/мин, что соответствует динамическому диапазону  $10^3$ , чувствительность камеры постоянна и равна  $2 \cdot 10^{-3}$  А·с/Гр. Изменение напряжения питания камеры в диапазоне от 150 до 500 В несущественно влияет на чувствительность (рис. 5).

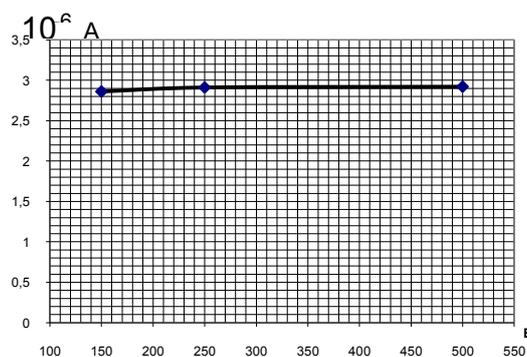


Рис.5. Зависимость чувствительности ионизационной камеры от напряжения питания.

Разработанная камера может с успехом заменять штатные детекторы на всех тощиномерах серии FMM-24004, что позволит повысить метрологические характеристики измерителей толщины и продлить срок их эксплуатации на производстве.

Литература.

1. ГОСТ 24034-80, Контроль неразрушающий радиационный. Термины и определения.
2. Использование рентгеновских толщиномеров в производстве проката цветных металлов, Артемьев Б.В., Маслов А.И., Потапов В.Н., Ведерников М.Б., Дефектоскопия. 2003. № 6. С. 55-61.
3. Рентгеновская толщинометрия, Артемьев Б.В., Шубочкин А.Е., Контроль. Диагностика. 2014. № 2. С. 24-31.
4. Рентгеновская толщинометрия в прокатном производстве Ключев В.В., Артемьев Б.В., Артемьев И.Б., Ключев З.В.
5. Известия высших учебных заведений. Машиностроение. 2015. № 7 (664). С. 67-78.
6. Проходная ионизационная камера, RU 163 274, Кантер Борис Менделевич (RU), Владимиров Лев Владимирович (RU), Владимиров Юрий Львович (RU), Артемьев Игорь Борисович (RU), Черный Александр Николаевич (RU).

## СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ РЕНТГЕНОВСКОЙ МИКРОСКОПИИ

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

В настоящее время рентгеновская микроскопия позволяет неинвазивным методом проводить исследования на микронном уровне различных материалов и устройств. В качестве источников рентгена используются отпаянные и разборные рентгеновские трубки. Первые имеют низкую стоимость, маленькие габариты, но ограниченный срок службы и могут обеспечивать низкое разрешение, не лучше 10мкм. Связано это с тем, что весь ток с катода фокусируется на мишени. Даже применение уменьшающих магнитных линз, размещенных вне трубок, не позволяет превысить указанный предел из-за aberrаций линз без соответствующих диафрагм на оси трубки, ограничивающих и уменьшающих

электронный пучок. Во сколько раз уменьшается источник электронов линзами, во столько же раз увеличивается апертура электронного пучка, выходящего из катода.

В разборных трубках для фокусировки электронного пучка после катода применяются 2-3 электромагнитные линзы, в которых для оптимизации аберраций на оси устанавливаются соответствующие ограничительные и апертурные диафрагмы. В принципе такие электронно-оптические системы используются в электронных микроскопах для получения наноразмерных электронных пучков. В случае рентгеновских микроскопов источником рентгена является область генерации (фокусное пятно), образующаяся в мишени за счет ускорения падающего электронного пучка из-за пробега электронов. Кроме того коэффициент выхода рентгеновских квантов из мишени на несколько порядков ниже соответствующих коэффициентов для вторичных электронов. Поэтому для получения изображений в рентгене требуются большие токи электронных пучков, которым соответствуют большие размеры пучков и низкие разрешения.

Наиболее высокие разрешения (50нм) достигнуты в лабораторной системе nanoXCT-100 (X-Radia, США) с вращающимся анодом трубки и элементами рентгеновской оптики (рис.1). Более высокие разрешения (20-30нм) на биологических объектах получают в США на синхротронах с применением рентгеновской оптики [1]. Ряд иностранных фирм выпускают для дефектоскопии высоковольтные микрофокусные аппараты на разборных рентгеновских трубках с предельными разрешениями на уровне 0,1-0,5мкм, которые позволяют проводить исследования и контроль на микронном уровне. При этом большинство из них выполняются в одномодульном варианте, когда почти все составляющие элементы находятся в одном защитном корпусе. Поэтому они имеют большие габариты с размерами по трем координатам 1-2м с объемами 6-8м<sup>3</sup> при весе 2-3т. Эти аппараты в основном рассчитаны для контроля больших плат. Вообще, из-за их конструкции и габаритов эти приборы трудно назвать микроскопами.



Рис.1 Лабораторная система nanoXCT-100.

Среди этих аппаратов немного выделяется XD-7600NT – Dage (Англия) с предельным разрешением 0,1мкм (рис.2). Рентгеновская трубка, используемая в нем, рекламируется как революционный шаг в развитие трубок, так как в ней совмещены преимущества отпаянных и обычных разборных трубок.



Рис.2. XD-7600NT – Dage (Англия).

Трубка названа закрытой. В ней к системе магнитных фокусирующих линз подсоединены маленькие магниторазрядный и гетерный насосы. Имеется также закрытый высоковакуумный затвор, через который проводится изготовителем первичная форвакуумная откачка и запуск высоковакуумных насосов. В такой трубке поддерживается постоянно высокий вакуум и только при необходимости запуска прибора включается магниторазрядный насос. Выигрыш в себестоимости по сравнению с обычными разборными трубками минимальный, так как из себестоимости исключен только форвакуумный насос. Время откачки небольшое только в случае небольших перерывах между включениями и выключениями.

А при больших перерывах возникает возможность не получить высокий вакуум из-за натекания и гажения вакуумного объема. Что на практике в ряде случаев и происходит. В результате надо отправлять трубку на фирму-изготовитель для получения вакуума примерно за 30т.евро. К тому же стоимость такой трубки все равно значительно превышает стоимость отпаянной трубки.

В РФ сейчас рентгеновские аппараты на разборных трубках серийно не изготавливаются, но некоторый опыт в этом направлении есть. Так, до 90-ых годов на Выборгском приборостроительном заводе выпускались рентгенотелевизионные микроскопы (МТР-7 и другие) с разрешением 5мкм. Надо отметить, что с современными рентгеновскими детекторами и прострельными мишенями на них можно было бы получать разрешения менее 1мкм. Кроме того в МИРЭА (Москва) по договору с одним институтом был изготовлен образец измерительного рентгеновского микроскопа (ИРМ) для контроля толщин углеродоподобных слоев в микротрещлах на диапазон 5-30кВ с разрешением 0,2-0,3 мкм (рис.3).



Рис.3. Измерительный рентгеновский микроскоп.

Современные рентгеновские аппараты из-за низких разрешений и больших габаритов не позволяет в полной мере удовлетворять потребности, как различных областей техники, так и особенно науки. Целесообразно повысить разрешение в приборах с применением отпаянных трубок, чтобы их можно было использовать в полевых условиях и передвижных лабораториях. Сделать это можно двумя путями. В случае использования магнитных линз для фокусировки электронного пучка на мишени целесообразно в трубках (Светлана – Рентген) с длинным (~ 200мм) вынесенным анодом (мишенью) установить на оси диафрагму с оптимальным положением и размером.

Кроме того можно изготовить трубку по технологиям электроннолучевых трубок (МЭЛЗ), где для фокусировки электронного пучка на экране применяются

электростатические одиночные линзы. Для этого в этом варианте надо просто подобрать одиночные линзы, обеспечивающие на мишени микронные электронные пучки. Такая трубка будет иметь маленькие габариты, не намного превышающие габариты обычных трубок, и низкое энергопотребление. Такой вариант был обсужден и согласован с представителями МЭЛЗ.

Современные импортные рентгеновские микроскопы с микронными разрешениями, как правило, имеют большие габариты и высокую стоимость. Так даже, имеющий небольшие габариты компьютерный микротомограф фирмы SkyScan, стоит 420 т. евро с максимальным размером объекта 140мм и при довольно низком предельном разрешении 7мкм. В принципе, большая часть их может быть замещена микроскопами, разработанными и изготовленными в МТУ МИРЭА. При этом они будут иметь меньшие габариты в модульном варианте (рис. 4) и меньшую стоимость по сравнению с импортными.

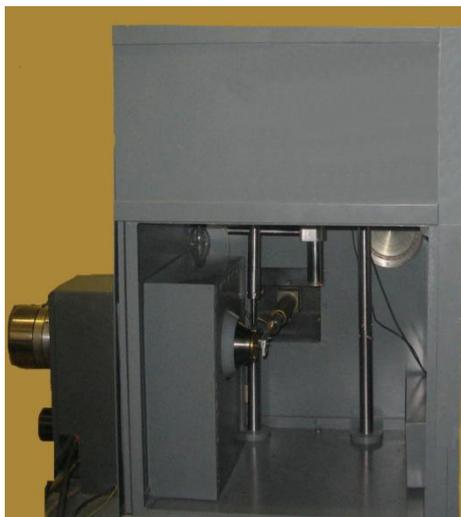


Рис.4. Защитная камера.

Для получения в рентгене наноразрешений на уровне десятков нанометров был разработан гибридный наноскоп, в котором оптимально сочетаются растровый электронный микроскоп (РЭМ) и рентгеновский микроскоп (РМ). Для получения максимальных параметров по разрешению в обоих режимах для фокусировки электронов применена оптимизированная система магнитных линз с использованием сменных полюсных наконечников [2]. В режиме РЭМ под электронный пучок устанавливается объект и с помощью детектора вторичных электронов (ДВЭ) перед последней (объективной) линзой в растровом режиме регистрируются вторичные электроны от объекта.

В режиме РМ под электронный пучок устанавливается мишень на вакуумноплотной подложке. Для точной и оперативной фокусировки электронов на поверхности мишени во всем рабочем диапазоне разрешений получают изображение поверхности мишени во вторичных электронах с помощью ДВЭ при сканировании электронов по мишени [3].

РМ может работать в проекционном и растровом (инверсном) режимах. Для получения высокого адсорбционного контраста на наноразмерных деталях объектов необходимо использовать ускоряющие напряжения на уровне 5-15кВ. При этом, разрешение на уровне 20-30нм можно получать в ближнефокусном режиме, когда мишени наносятся на микронные и субмикронные подложки из Be, Si, Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>, C и т.п. Это позволяют размещать объекты на микронных и субмикронных расстояниях от фокусного пятна. В микрофокусной рентгеновской микроскопии обычно используются подложки с толщинами на уровне сотен микрон. При переходе на более тонкие подложки повышается плотность рентгеновского потока, как на объекте, так и на детекторе. Это позволяет компенсировать уменьшение интенсивности рентгеновского источника при наноразмерных фокусных пятнах. Кроме того при малых расстояниях между объектом и фокусом может эффективно реализоваться еще и фазовый контраст. На интенсивность потока мягкого рентгеновского излучения после подложки существенно влияет материал и толщина мишени. Использование материалов с высокой плотностью, в которых электроны имеют маленькие длины пробега электронов,

уменьшают уширение электронного пучка и повышают интенсивность излучения. Если длина пробега электронов будет больше толщины мишени, то часть электронов пройдет через мишень не возбуждав рентгеновские кванты. При этом слегка уменьшится уширение электронного зонда. При толстых мишенях может оказаться, что та часть мишени, до которой не дошли электроны, будет существенно поглощать рентген из фокусного пятна. Поэтому толщину мишени надо оптимизировать под ускоряющее напряжение. На разрешение в рентгене также существенно влияет толщина и химический состав объектов. В результате, если подобрать оптимально как сам тест-объект, так и параметры мишени и ускоряющего напряжения можно получить высокие разрешения. В качестве таких тест-объектов могут быть наночастицы металлов с высокой плотностью. На реальных же объектах из-за их толщины, структуры и химсостава разрешение будет значительно хуже.

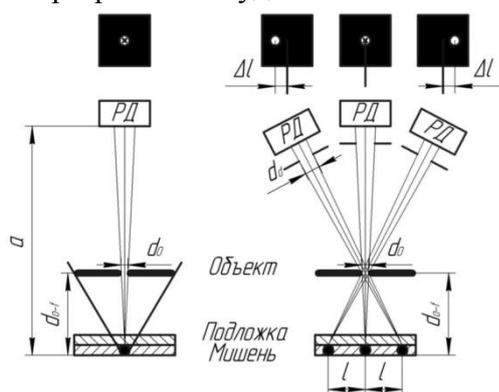


Рис.5. Проекционный и растровый (с тремя детекторами) режимы

( $d_0$  - 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).

В ходе разработки ГН было изготовлено пять экспериментальных образцов (рис.6).



Рис.6 Внешний вид электронно-зондовых модулей ГН (0-40кВ) и низковольтного (0-15кВ) ГН (НВГН).

При испытаниях были получены хорошие первичные результаты. ГН благодаря своим техническим параметрам позволяют совмещать основные функции и возможности большинства импортных электронных и рентгеновских микроскопов. Это не просто импортозамещающий, а импортопревосходящий нанодиагностический прибор. Преимущество и уровень ГН видны при сравнении снимков объектов с примерно одинаковыми размерами (рис.7,8), сделанными на различных приборах. Причем надо учитывать, что первые два снимка сделаны на пределе возможностей. Снимки же на ГН сделаны не в оптимальных условиях. В проекционном режиме съемка велась на

рентгеновскую пленку, а в растровом – на одиночный детектор. Переход на рентгеновские матрицы и применение 10-20 детекторов в растровом режиме существенно повысит разрешение и уровень изображений.

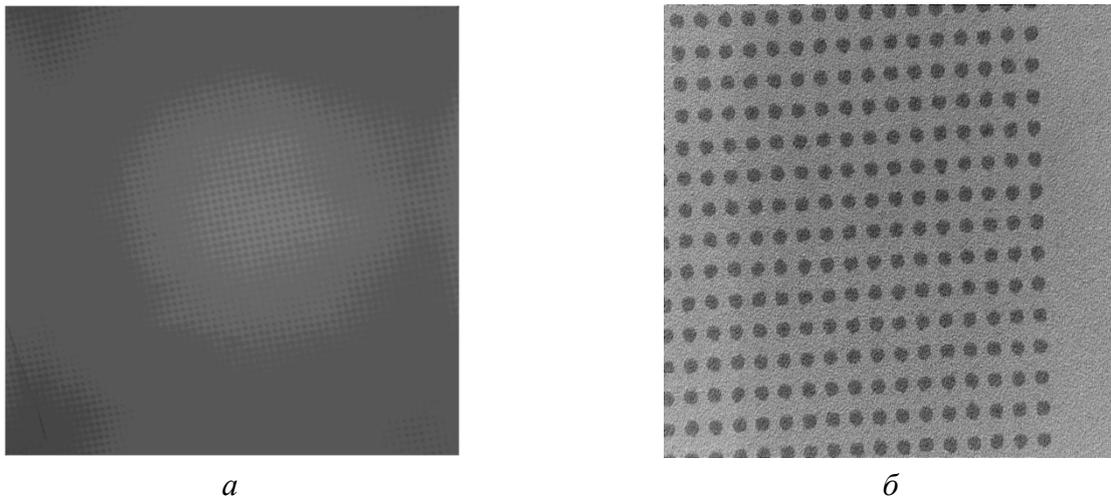


Рис.7 Металлические шарики диаметром 20мкм  
а) отпаянная рентгеновская трубка б) XD-7600NT – Dage (Англия).

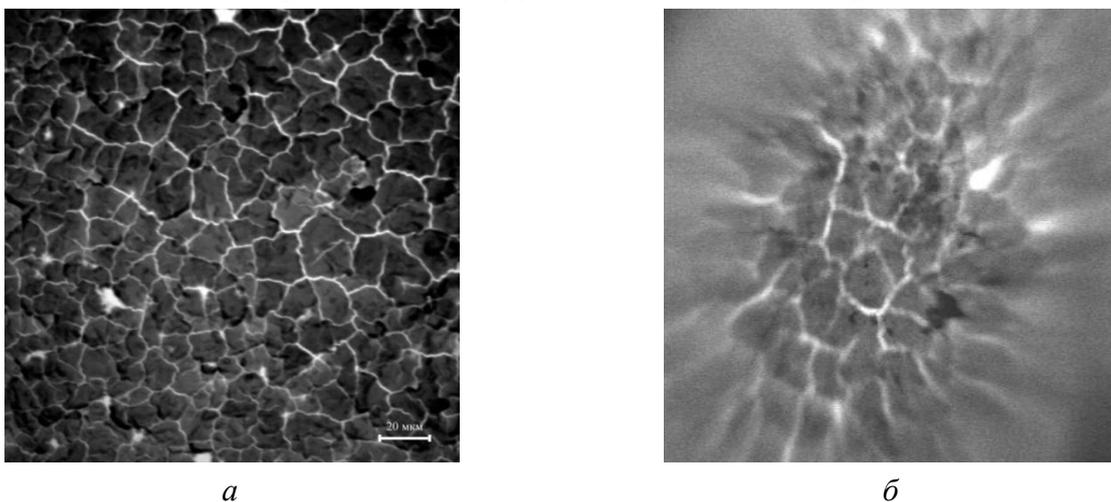


Рис.8 . Пленка рения (зерна 20-30мкм, зазоры между ними менее 1мкм).  
а - ГН-проекционный режим, б ГН- растровый режим.

В заключение надо отметить, что совершенствование рентгеновских микроскопов идет также и по направлениям повышения параметров источников рентгена, детекторов, элементов рентгеновской оптики и т.д.

#### Литература.

1. П. Пианетта V Национальная конференция по применению рентгеновского, синхротронного излучений, нейтронов и электронов для исследования наноматериалов и наносистем. ИК РАН, Москва, 2005г., стр.13.
2. Гелевер В.Д.// Изв. РАН, Сер. физ., 2000.Т.64.№8,С.1584.
3. В.Д Гелевер. Патент РФ № 2452052 от 27.12.12. Рентгеновский микроскоп наноразрешения
4. В.Д. Гелевер, Е.Ю. Усачев А. А., Манушкин.. АНАЛИТИКА, №3,2015г.

## РЕНТГЕНОВСКИЙ КОНТРОЛЬ ТРУДНОДОСТУПНЫХ ЗАМЫКАЮЩИХ СВАРНЫХ ШВОВ

*Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Потрахов Е.Н. (ЗАО ЭЛТЕХ-Мед),  
Усачев Е.Ю. (МТУ МИРЭА), Гнедин М.М. (ООО Диагностика-М),  
Ворожук Д.В., Шаврина И.М. (АО РКЦ Прогресс)*

Сварные соединения, применяемые в изделиях ракетно-космической техники (РКТ), характеризуются не только многообразием конструкций, марок материалов, методов сварки, но и, в ряде случаев, затруднённым доступом в зону сварки и контроля. Примером таких соединений являются замыкающие кольцевые сварные швы трубопроводов, монтируемых внутри разного рода баков (рис. 1). Как известно, для оценки качества сварных соединений используются радиационные методы контроля, в первую очередь, рентгенография. Однако широкая номенклатура свариваемых материалов, большой разброс геометрических размеров и сложная форма конструктивных элементов в целом ряде случаев не позволяют применять для их контроля выпускаемые серийно рентгеновские аппараты на основе традиционных рентгеновских трубок. В этом случае с успехом могут быть использованы специально разработанные технические средства рентгеновской диагностики.

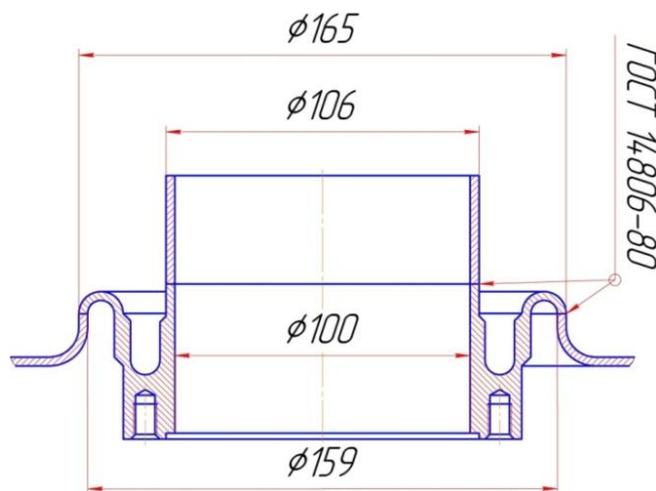


Рис.1.Кольцевое сварное соединение.

Типовыми техническими характеристиками известных кольцевых сварных соединений являются:

- тип сварки - аргоно-дуговая неплавящимся электродом;
- материал - алюминиевый сплав;
- тип сварного соединения – стыковое;
- радиационная толщина одной стенки, мм – от 5 до 10;
- чувствительность контроля соответствует первому классу по ГОСТ 75.12 – 82;
- внутренний диаметр сварного соединения, мм – 100-170;
- глубина залегания плоскости шва относительно внешней поверхности бака, мм – 80;
- объём неразрушающего контроля 100% протяженности шва.

Поскольку конструкция бака не позволяет разместить рентгеновский аппарат в его полости для просвечивания сварного соединения «через две стенки» (рис. 2, а), то целесообразно использовать схему панорамного просвечивания (рис. 2.б).

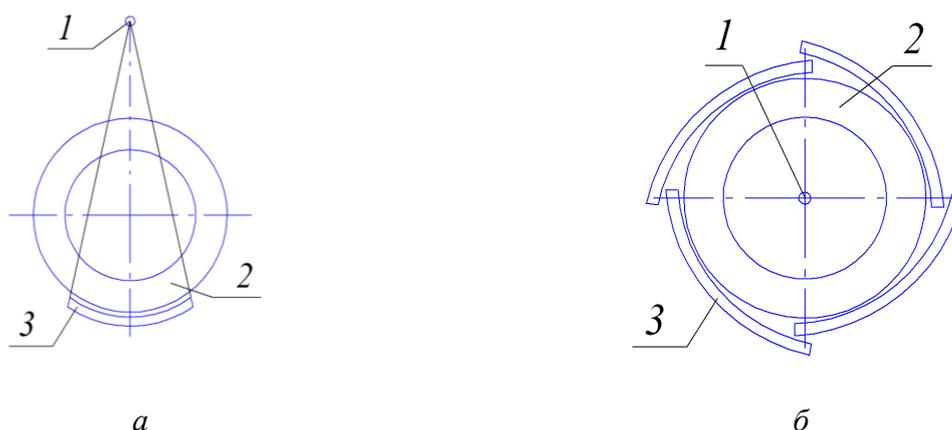


Рис. 2 Схема рентгеновского просвечивания кольцевого сварного соединения:

*а* - «через две стенки», *б* – панорамная.

Как известно раздел 3.5 ГОСТ 75.12 – 82 определяет требования к размерам фокусного пятна рентгеновской трубки, используемой для реализации панорамной схемы съемки.

$$\varnothing \leq K \cdot d / 2(D-d) \text{ [мм]} \quad (1)$$

где  $\varnothing$  – размер фокусного пятна рентгеновской трубки;  $K$  – чувствительность контроля;  $d$  – внутренний диаметр контролируемого соединения;  $D$  - внешний диаметр контролируемого соединения.

В соответствии с выражением (1) при требуемой величине контрастной чувствительности:  $K \leq 0,1$ ;  $d=100$ ;  $D=110$ ; размер фокусного пятна должен составлять не более 0,5 мм. С учетом этих требований специалистами ЗАО «Светлана-Рентген» была разработана специализированная рентгеновская трубка с вынесенной из вакуумного объема торцевой мишенью и «обратным» выходом панорамного пучка излучения 0,144БПВ33-120.

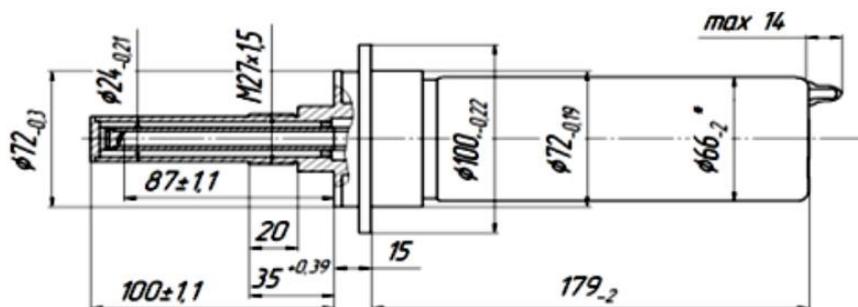


Рис. 3. Рентгеновская трубка 0,144БПВ33-120.

Максимальное рабочее напряжение трубки составляет 120 кВ, максимальный ток – 1 мА, минимальный диаметр фокусного пятна – 0,1 мм. Трубка имеет трехэлектродный катодный узел, поэтому электрическая схема высоковольтного питания трубки дополнительно содержит источник сеточного (управляющего) напряжения. В отличие от традиционно используемых в известных панорамных трубках конусных мишеней в описываемой трубке использована плоская торцевая вольфрамовая мишень вынесенная на алюминиевой анодной трубе из вакуумного баллона трубки. Такая мишень обеспечивает необходимую равномерность интенсивности генерируемого пучка излучения во всем угле его раствора –  $360 \times 40$  град и, соответственно, по всей длине контролируемого шва.

На основе этой рентгеновской трубки в ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» разработан и освоен в серийном производстве рентгеновский аппарата моноблочного типа РАП-120ПМ (рис. 4).



Рис. 4 Моноблок рентгеновского аппарата РАП-120ПМ на штативе (а) и полный комплект аппарата в транспортной сумке.

Экспериментально полученная диаграмма направленности генерируемого аппаратом рентгеновского излучения приведена на рисунке 5.

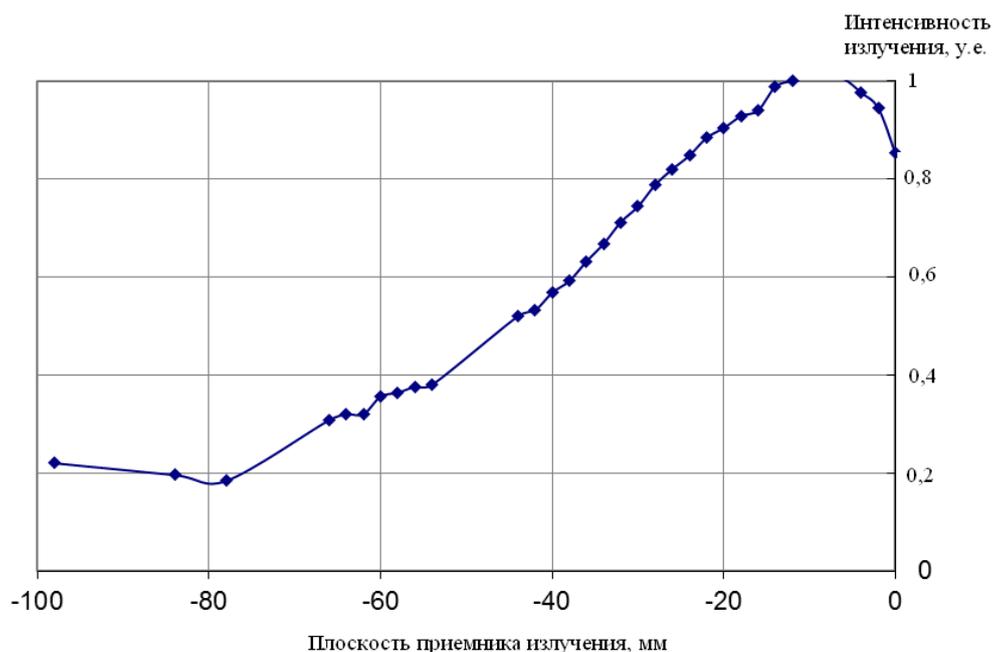


Рис.5. Диаграмма направленности интенсивности рентгеновского излучения аппарата РАП-120ПМ.

За нулевой отсчет по горизонтальной оси на рис. 5 принят наружный торец мишени рентгеновской трубки.

Аппарат РАП-120ПМ успешно прошел апробацию на одном из отечественных предприятий авиа-космической отрасли. В качестве примера на рис. 5 представлен рентгеновский снимок шва алюминиевой корпусной детали диаметром 140 мм. Общая толщина алюминиевых стенок в области сварного шва равна 14 мм. Снимок получен на рулонную рентгеновскую пленку D7 и «оцифрован». Режимы съемки: напряжение – 70 кВ, ток – 0,1 мА, время экспозиции – 90 с.

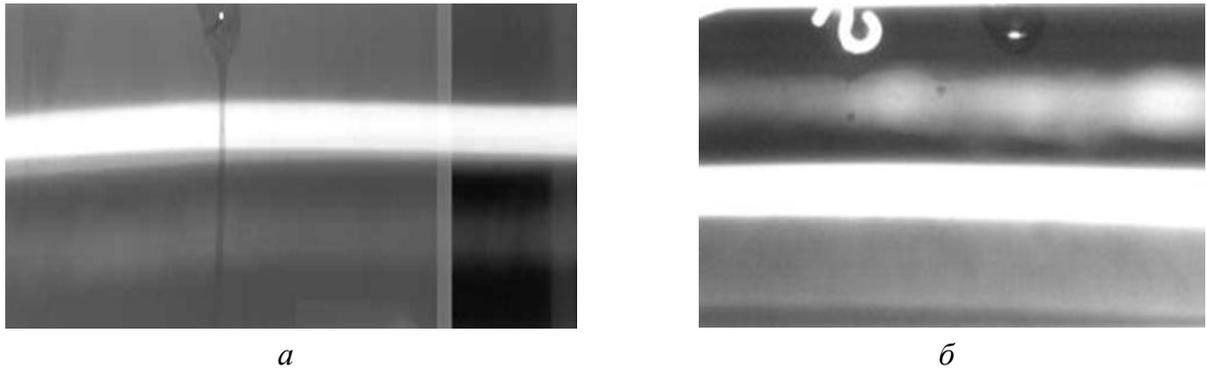


Рис.5 Фрагменты рентгеновского снимка кольцевого сварного шва алюминиевой корпусной детали с изображением канавочного эталона (а) и дефектов сварки (б).

Для оценки рентгенографической чувствительности был использован канавочный эталон №1. При стандартной методике анализа рентгеновских снимков с помощью негатоскопа на полученном изображении кольцевого сварного шва уверенно различается шестая канавка эталона (размеры канавки  $0,1 \times 0,1$  мм).

Технические и технологические решения, опробованные в процессе разработки рентгеновской трубки 0,144БПВ33-120 и аппарата РАП-120ПМ, позволяют удовлетворить любые «разумные» требования по напряжению, току, размеру фокусного пятна, а также габаритам и весу к источнику рентгеновского излучения, предназначенному для контроля кольцевых сварных швов изделий РКТ по панорамной схеме съемки.

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

## **КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРОВ КАЧЕСТВА ПРИ КОЛИЧЕСТВЕННОМ АНАЛИЗЕ МР-ИЗОБРАЖЕНИЙ**

*Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

*Сергунова К.А. \*, Петрайкин А.В., Семенов Д.С.*

*(ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ»)*

Формирование системы контроля качества МР-изображений началось в 1988 г. в рамках исследовательского проекта Европейского экономического сообщества, проводимого под руководством Lerski [2]. Ему удалось определить основной перечень требующих контроля параметров и характеристик, который в последующем был положен в основу зарубежных методик периодического технического контроля МРТ, опубликованных Национальной ассоциацией производителей электроники (NEMA), Американской ассоциацией физиков в медицине (AAPM) и Американским колледжем радиологии (ACR) [3]. Подобные отечественные методические рекомендации были разработаны на базе ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ» и на сегодняшний день активно используются при контроле технических параметров оборудования в рамках паспортизации кабинетов (отделений) МРТ в г. Москве.

За первое полугодие 2016 года при проведении технических эксплуатационных испытаний в 17% кабинетах МРТ в медицинских организациях Департамента здравоохранения города Москвы были выявлены несоответствия, связанные с низким качеством МР-изображений, что позволило своевременно сообщить обслуживающей организации об отклонениях указанных параметров от допустимого диапазона и их возможных причинах. Результаты, представленные в работах зарубежных коллег [1], также подтверждают важность проведения ежегодного эксплуатационного контроля в целях обнаружения неисправностей и оценки качества МР-изображений для рутинных исследований.

Существующие на сегодняшний день методики описывают последовательность оценки таких параметров, как отношение сигнал/шум, неравномерность распределения яркости в поле изображения, пространственная разрешающей способности, пространственной нелинейности, толщины выделяемого среза. Однако они не позволяют обеспечить контроль точности оценки количественных данных.

Для решения задачи контроля качества визуализации при проведении количественной оценки методом магнитно-резонансной ангиографии и диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии были разработаны специализированные тестовые объекты (фантомы), а также программные средства оценки точности определения заданных параметров и расчета поправочных коэффициентов. В результате был определен следующий перечень контролируемых параметров: точность определения линейной и объемной скоростей потоков жидкостей при фазо-контрастной МРА (ФК МРА), пространственная разрешающая способность при МРА, точность определения измеряемых коэффициентов диффузии (ИКД) при ДВИ. Для оценки точности измерения линейной и объемной скоростей потоков жидкостей предлагается использование дискового фантома (рис. 1) на основе агарозного геля, приводящегося в движение посредством ременной передачи и обеспечивающего диапазон задаваемых скоростей от  $-72$  см/с до  $+72$  см/с при радиусе диска равном 55 мм. Данное техническое решение позволяет получить за одно сканирование весь набор линейных скоростей, соответствующих потокам биологических жидкостей в кровеносных сосудах и ликворной системе, что позволяет значительно сэкономить время.

При проведении процедуры сканирования центрирование фантома осуществляется по оси ОУ и центральной оси вала в целях обеспечения более точного расчета линейной скорости. Каждый пиксель на полученном МР-изображении будет соответствовать среднему значению проекций скоростей на ось ОХ, однако при толщине среза в 1 мм отношение проекций скоростей на краю и в центре пикселя составляют менее одного 1%.

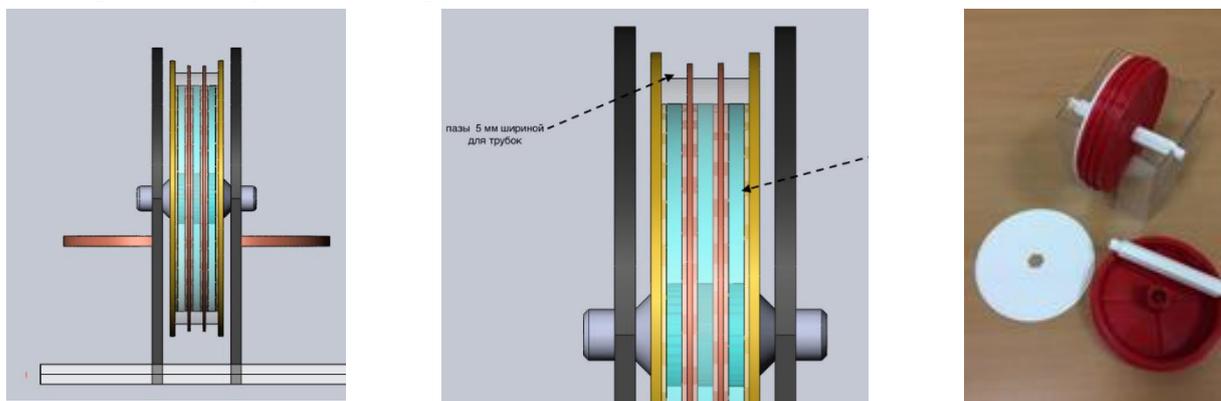


Рис. 1. Внешний вид дискового фантома.

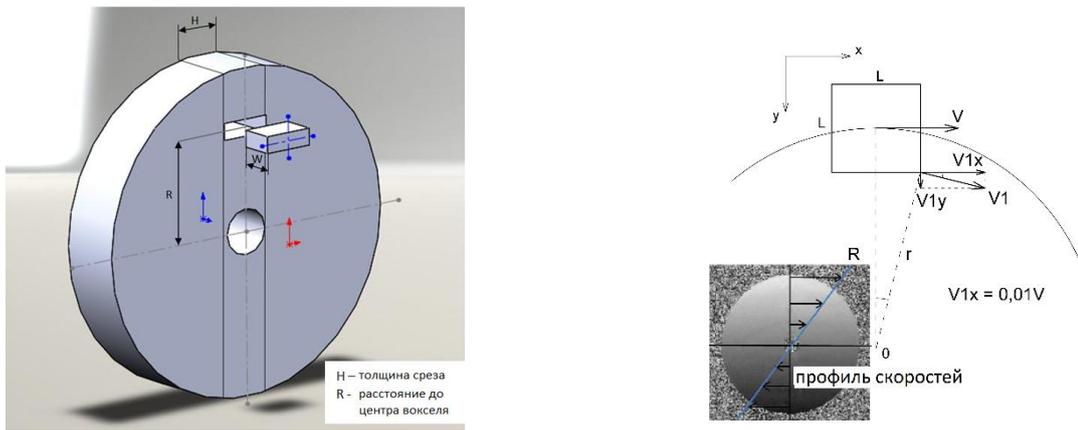


Рис. 2. Движение элементарного объема дискового фантома.

Измерение скорости движения жидкостей при ФК МРТ осуществляет по МР-изображениям фазовой составляющей регистрируемого сигнала, которая в свою очередь определяется как:

$$\Delta\varphi = \int_0^T \omega_{\vec{r}}(\vec{r}, t) dt = \gamma \Delta B_0 (TE - t_0) + \gamma \int_0^T \vec{G}(t) \vec{r}(t) dt \quad (1)$$

При разложении функции (1) в ряд Тейлора получаем:

$$\begin{aligned} \Delta\varphi &= \gamma(\vec{r} \int_0^T \vec{G}(t) dt + \vec{v} \int_0^T \vec{G}(t) t dt + \vec{a} \int_0^T \vec{G}(t) \frac{t^2}{2} dt) = \Delta\varphi_r(t) + \Delta\varphi_v(t) + \Delta\varphi_a(t) \\ &= G\gamma(a + b + c) \end{aligned} \quad (2)$$

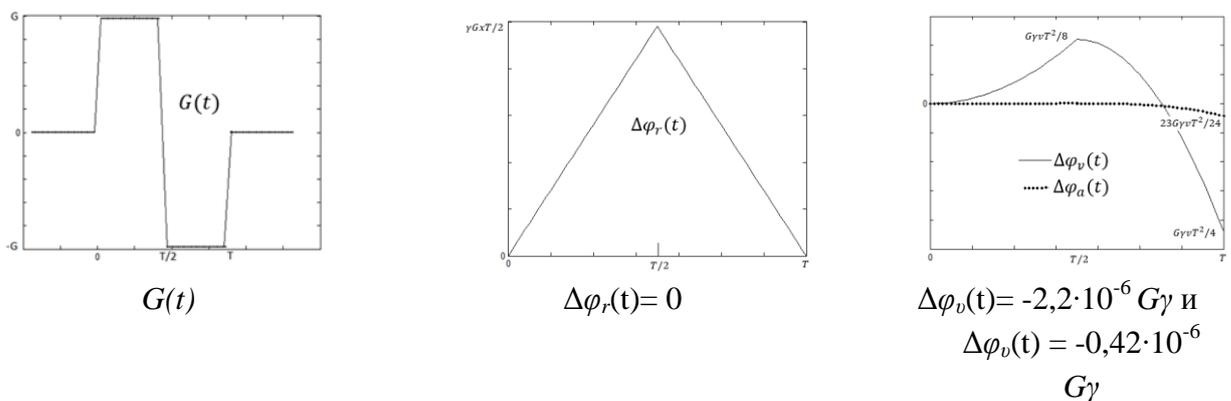
Включение градиентов компенсации потоков позволяет обратить первое слагаемое (2) в ноль. Таким образом, в результирующее значение  $\Delta\varphi$  будут вносить вклад переменные, зависящие от скорости и ускорения движущихся сред (3).

$$\Delta\varphi = G\gamma \left( -\frac{vT^2}{4} - \frac{46aT^3}{48} \right) \quad (3)$$

При толщине среза в 1 мм проекция  $\Delta\varphi_a$  на ось OX составляет менее 0,2 %  $\Delta\varphi_v$ . При частоте вращения диска  $\nu=2,3$  Гц, расстоянии до точки расчета  $r = 50$  мм, длительности включения градиентов компенсации потоков = 3,5 мс линейная скорость вращения диска = 0,72 м/с, ускорение  $a = 10,37$  м/

Таблица 1

Определение регистрируемого значения разности фаз для дискового фантома.



Полученные с использованием данного фантома значения скоростей используются для построения калибровочной кривой (рис. 3).

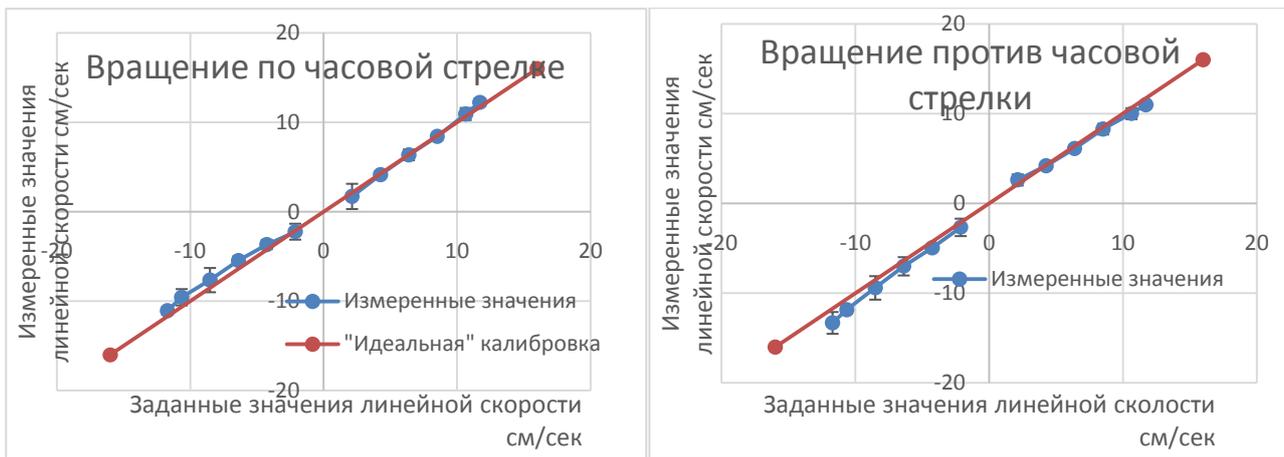


Рис. 3. Определение регистрируемого значения разности фаз для дискового фантома. Относительные погрешности измерения линейной (6,3%) и объемной скоростей (6,15%) потока относительно заданного профиля скоростей.

Описанную выше конструкцию фантома предлагается также использовать для оценки пространственной разрешающей способности. Для этих целей на вращающемся диске, помещенном в изоцентр магнита, располагают три параллельные силиконовые трубки равного диаметра (от 3 до 10 мм), заполненные МР-контрастной жидкостью и соединенных в кольцо переходником (рис. 4). Использование в конструкции дополнительного шкива, участвующего в движении трубок и находящегося за пределами РЧ-катушки, позволяет избежать насыщения спинов.

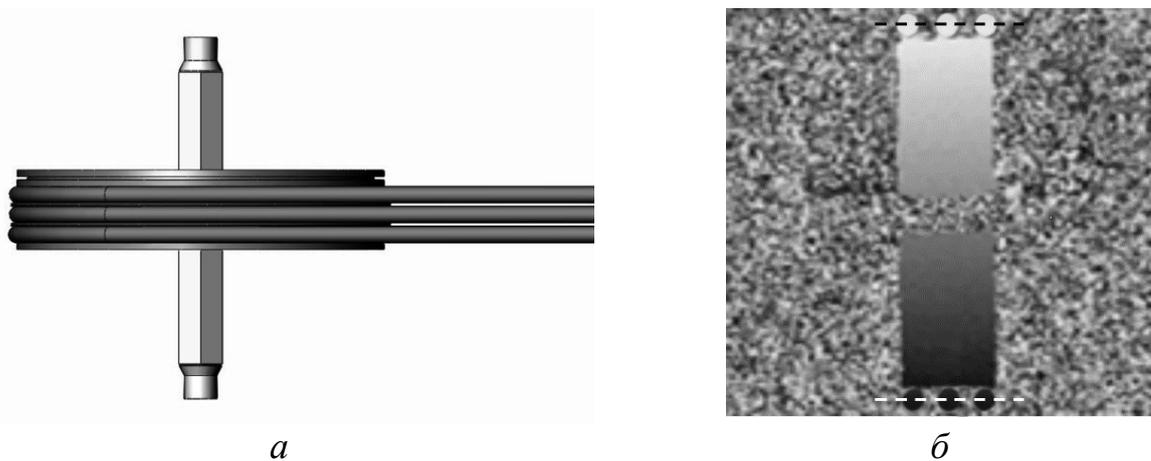


Рис. 4. Определение разрешающей способности. *a* – конструкция модели периодической структуры, *б* – МР-изображение при ФК МРА.

Для измерения точности определения измеренного коэффициента диффузии (ИКД) по диффузионно-взвешенным изображениям (ДВИ) был сконструирован фантом, содержащий 4 цилиндра с различными веществами: дистиллированной водой, изопропанолом, этанолом и циклометиконом (рис. 4). Эти вещества обладают разными значениями вязкости и размером молекул и позволяют получить значения ИКД в диапазоне от 0,1 до  $2,2 \cdot 10^{-3}$  мм<sup>2</sup>/с, моделируя сигнал от нормальных и патологических тканей, включая доброкачественные и злокачественные опухоли. Оценка полученных по ИКД-картам данных осуществляется с помощью разработанного программного обеспечения (рис. 5).



Рис. 5. Аппаратно-программные средства оценки точности определения измеряемого коэффициента диффузии.

Таким образом, для решения задачи контроля точности измерения количественных данных при проведении магнитно-резонансной ангиографии и диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии предлагается использование разработанных в рамках данной работы аппаратно-программных средств контроля. Это позволит выполнить калибровку измерений линейной и объемной скоростей потоков, стандартизировать значения коэффициентов диффузии, получаемые на различных магнитно-резонансных томографах, с помощью введения поправочных коэффициентов, а, следовательно, обеспечить необходимый уровень качества предоставляемых медицинских услуг.

#### Литература.

1. Kuusela L. J. Do we need MRI quality assurance: experience from a multiunit imaging center with 14 MRI systems/ L. J. Kuusela, M. Timonen, T. Mäkelä, J. Peltonen, T. Ihalainen, J. Uusi-Simola, T. Kaasalainen, S. Savolainen, O. Sipilä// Congress: ECR 2015, Poster No.: B-0321.
2. Lerski RA, McRobbie DW, Straughan K, Walker PM, De Certaines JD, Bernard AM. Multi-centre trial with protocols and prototype test objects for the assessment of MRI equipment. Magn Res Imaging 1988; 6:201– 214
3. MRI Quality Control Manual, American College of Radiology, 2015.

## **НОВЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ ЗАО «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН» ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ И ТЕРАПИИ (2016-2017Г.Г.)**

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

При изготовлении электровакуумных приборов необходимо учитывать все нюансы производства. За прошедший год была проведена большая работа по улучшению качества выпускаемых рентгеновских трубок (далее РТ). Работа над качеством деталей, над точностью их изготовления. Поиски самых чистых и качественных материалов. Оптимизация процессов сборки и усовершенствование конструкций РТ. Но не смотря на это, также

проводились разработки совершенно новых приборов и кардинально изменялись старые конструкции, для их соответствия нынешним потребностям заказчиков.

### Серия БУК и РБК

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

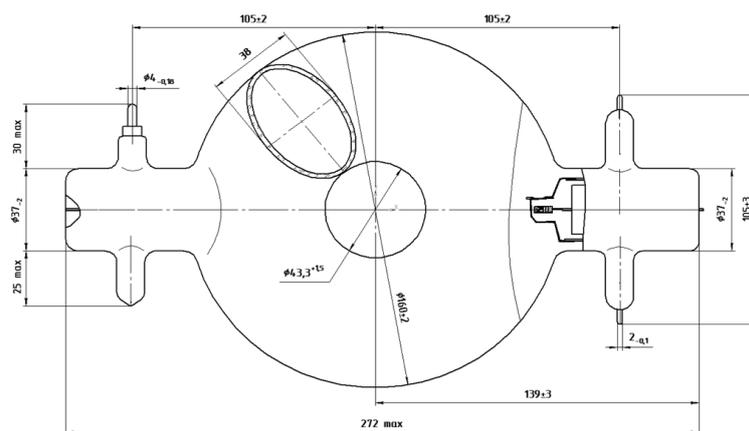


Рис. 1. Ускорительная камера РБК18-3.

### Рентгеновские трубки с массивным анодом

В целях улучшения качества продукции проводилась работа по оптимизации конструкции РТ 0,3БПМ65-200 2 к.и. Для более стабильной работы был увеличен размер фокусного пятна до 0,8 на 0,8 мм, что позволяет работать в непрерывном режиме при 300 Вт. 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. Угол раствора рабочего пучка в плоскости перпендикулярной оси трубки  $82^\circ$ . Номинальное напряжение до 200 кВ. Данная РТ предназначена для установки в досмотровые комплексы.

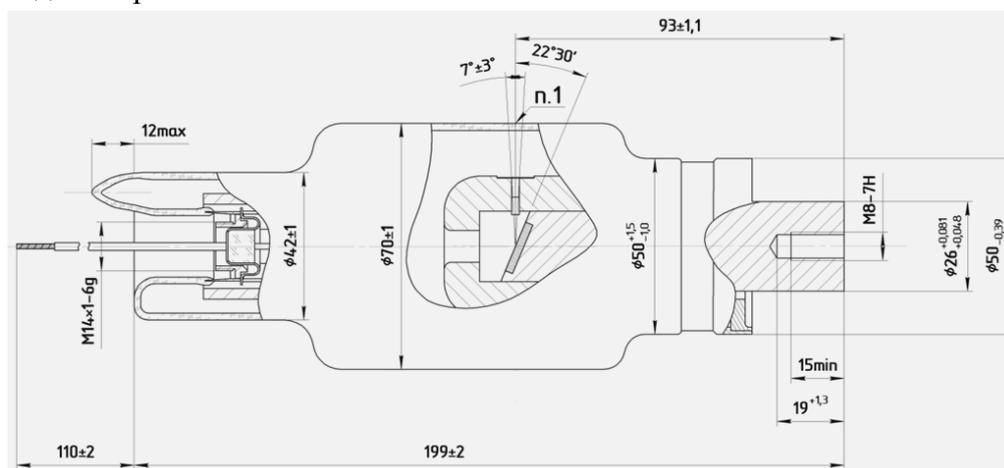


Рис. 2. Рентгеновская трубка 0,3БПМ65-200 2 к.и.

Малогобаритная РТ 0,2БПМ60-100 с направленным боковым выходом РИ, с номинальным напряжением 100 кВ, для досмотровых комплексов, имеющих внутреннюю защиту от неиспользуемого рентгеновского излучения. Трубка предназначена для эксплуатации в моноблоке рентгеновского аппарата собранного по схеме с постоянным напряжением.

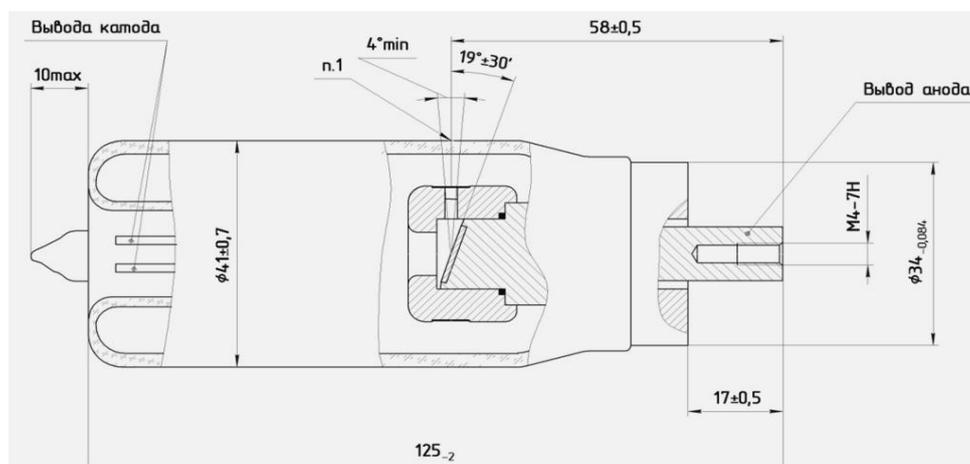


Рис. 3. Рентгеновская трубка 0,2БПМ60-100.

### Рентгеновские трубки с вынесенным анодом

Для получения изображений предметов, находящихся в скрытых полостях транспортных средств и помещений с целью обнаружения предметов, представляющих опасность, была разработана РТ 0,09БПК30-90 с вынесенным массивным анодом. На основе моноблока рентгеновского аппарата, выполненного по схеме с заземленным анодом, на постоянном напряжении, с естественным воздушным охлаждением, изготавливаются ручные рентгеновские сканеры с полуавтоматической развёрткой, которые с лёгкостью справляются с поставленными задачами.

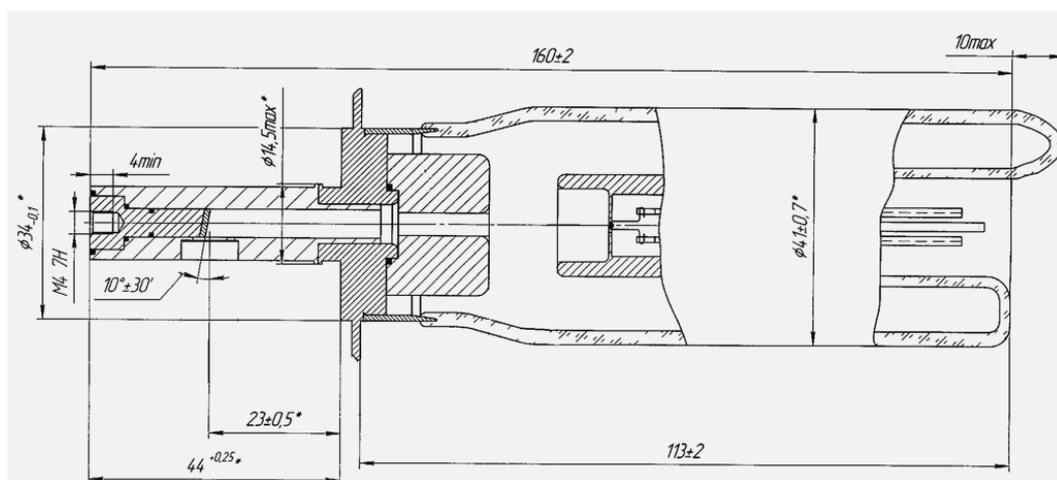


Рис. 4. Рентгеновская трубка 0,09БПК30-90.

РТ 0,15БТМ2-50 предназначена для нового вида рентгеновской терапии, используемого при полостных операциях, и в частности в операциях на женской груди, при онкологии. Особенностью данной трубки является достаточно тонкий (не более 11 мм) трёхсекционный вынесенный прострельный анод, который позволяет подводить источник РИ максимально близко к облучаемому объекту (тканям). Первая секция это протяжённая стальная труба с фланцем. Вторая секция это керамический изолятор. Третья - сферическая

мишень, состоящая из бериллиевого колпачка, на внутреннюю поверхность которого нанесено покрытие вольфрама. Такая конструкция позволяет разделить анодный ток на части (составляющие), одна из которых (ток мишени) отвечает за генерацию рентгеновского излучения. Подобное разделение анодного тока позволяет стабилизировать непосредственно ток мишени, а следовательно стабилизировать дозу рентгеновского излучения. Диапазон напряжений до 50 кВ и мощность трубки в повторно-кратковременном режиме до 150 Вт предоставляет огромный спектр возможностей использования данной РТ в терапии.

Под трубку был разработан специализированный генератор фирмой НПФ СИНТЕЗ, установленный в терапевтическом комплексе английского производства. Успешное применение оборудования и данной РТ подтверждено сотнями проведенных операций с положительными результатами.

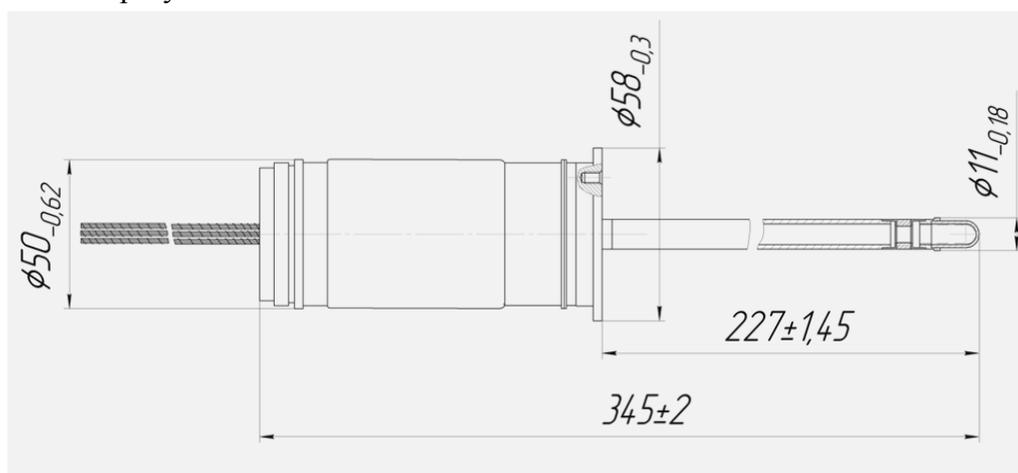


Рис. 5. Рентгеновская трубка 0,15БТМ2-50.

## ПОРТАТИВНЫЕ ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ В НЕСПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ УСЛОВИЯХ

*Потрахов Н.Н., Потрахов Ю.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),  
Васильев А.Ю. (МГМСУ), Любименко В.А. (Детская городская больница №1)*

В настоящее время все более актуальной становится проблема проведения рентгенодиагностических исследований в неспециализированных условиях, например «на дому» у пациента.

Причины к проведению рентгенодиагностических исследований в домашних условиях могут быть разными, в том числе:

- соматически «тяжелое» состояние пожилых пациентов, не способных самостоятельно добраться до медицинского учреждения при подозрении на пневмонию, перелом конечности или иную травму;
- наличие финансово обеспеченных граждан, готовых оплатить рентгенологическое обследование, проведенное у себя дома.

При этом следует особо отметить, что в целом ряде случаев рентгеновская съемка в неспециализированных условиях не может рассматриваться как метод окончательной

диагностики, поскольку возникает ряд определенных ограничений при выполнении подобных исследований. Во-первых, по состоянию пациента – часто его соматическое состояние не позволяет выполнить рентгенологическое исследование в стандартных (по меньшей мере 2-х) проекциях. Во-вторых, по характеристикам используемых технических средств в рентгенодиагностике.

Очевидно, что использование традиционных стационарных рентгеновских аппаратов в домашних условиях невозможно. Соответственно, 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 специальные средства защиты от неиспользуемого рентгеновского излучения – ширмы, кабины и т.д., также как и удалить окружающих на безопасное расстояние в домашних условиях, практически невозможно. Поэтому необходимо применять такие методики проведения рентгеновской съемки, которые позволят существенно снизить экспозиционную дозу излучения по сравнению со съемкой стационарными аппаратами. В этом случае чрезвычайно важным является получение качества изображения исследуемого органа, необходимого и достаточного для принятия решения по наличию или отсутствию патологии.

Особое значение проблеме рентгенодиагностики в неспециализированных условиях придает необходимость решения важной современной клинической задачи – проведение рентгенологических обследований в неонатологии. Дополнительные сложности обусловлены малыми размерами и весом новорожденного (от 400 г) и условиями, в которых находится ребенок (инкубатор, открытая реанимационная система, операционная), а также тяжестью его состояния. Часто из-за проводимых лечебных процедур: искусственная вентиляция легких, кардиотоническая или инфузионная терапии, активная аспирация - рентгенодиагностическое исследование можно выполнять только в палате реанимации.

По данным ГБУЗ «Детская городская больница №1» (Санкт-Петербург) только в ее реанимационных отделениях ежегодно проводится около 4 500 рентгенологических процедур в 2-х или 3-х проекциях. В общей сложности выполняется до 10 тыс. рентгеновских снимков в год. Эти исследования осуществляются на отечественных или зарубежных рентгеновских аппаратах, не приспособленных к задачам и условиям реанимации новорожденных с патологиями. Соответственно, дополнительной радиационной нагрузке подвергаются медперсонал и находящиеся рядом пациенты.

Исследования, выполненные совместно со специалистами ФГБУ «СЗФМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России и ГБУЗ ДГБ №1 показали, что практически всем перечисленным требованиям к организации проведения рентгенодиагностических исследований в неспециализированных условиях и, в первую очередь, неонатологии, удовлетворяет методика микрофокусной рентгенографии.

Ее основными отличительными 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.

Для реализации методики был разработан специализированный цифровой рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Нео» в составе рентгеновского аппарата

семейства «ПАРДУС» (рис. 1) в портативном исполнении и системы визуализации рентгеновского изображения на основе экрана с фотостимулируемым люминофором. Конструкция первого отечественного портативного аппарата «ПАРДУС-Р» позволяет получать рентгеновские снимки без использования стационарного штатива. Рентгенлаборант выполняет съемку, удерживая аппарат в руке и находясь при этом в радиационно безопасных условиях.



Рис. 1. Портативный рентгеновский аппарат семейства «ПАРДУС».

На рисунке 2 представлен рентгеновский снимок препарата тела новорожденного, полученный по методике микрофокусной рентгенографии в неспециализированных условиях на рентгенодиагностическом комплексе «ПАРДУС-Нео».



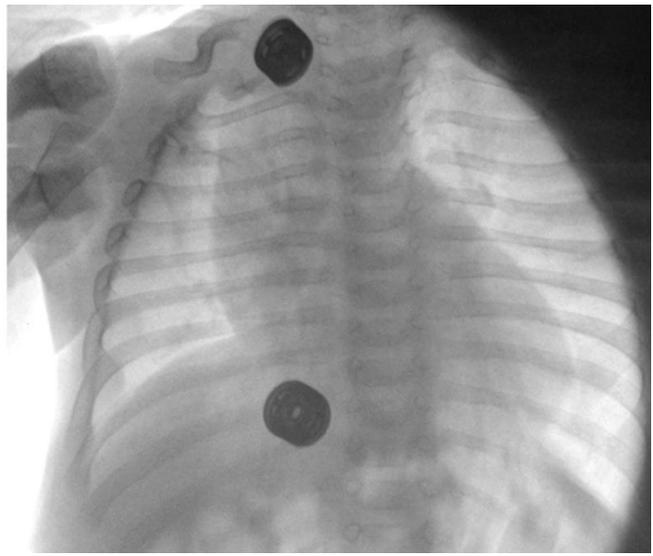
Рис. 2. Рентгеновский снимок препарата тела новорожденного.

На рентгеновском изображении уверенно визуализируется структура всех костных элементов: костей основания черепа, каркас грудной клетки, позвоночник, кости таза и длинные трубчатые кости, а также мягкие ткани, в том числе, рентгенонеконтрастный назотрахеальный зонд.

На рисунке 4 представлены рентгеновские снимки грудного отдела (пациент П., возраст 7 мес., вес 3,5 кг), полученные в условиях стационарного рентгеновского кабинета ГБУЗ ДГБ №1 (рис. 4 а), и полученные «на дому» у этого же пациента (рис. 2 б) с помощью комплекса «ПАРДУС-Нео».



*а*



*б*

Рис. 4. Рентгеновские изображения грудного отдела, полученные в условиях стационарного рентгеновского кабинета (*а*) и «на дому» у пациента (*б*).

По оценкам специалистов информативность рентгеновского изображения, полученного в домашних условиях, практически не уступает рентгеновскому изображению, полученному в стационаре.

Таким образом, описанные результаты исследований открывают перспективу использования методики микрофокусной рентгенографии портативными техническими средствами для исследований новорожденных.

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

## **РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ В НЕСПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ УСЛОВИЯХ: ПРОБЛЕМЫ И ПУТИ ИХ РЕШЕНИЯ**

*Васильев А. Ю., Алексеева О. М., Блинов Н.Н.(МГМСУ),  
Потрахов Н. Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

В настоящее время понятие рентгенодиагностика в неспециализированных условиях означает не только рентгенологические обследования на «дому» у пациента, но и все обследования, которые проводятся в нестационарных условиях и в неспециализированных помещениях. Таковым, как известно, являются рентгеновский кабинет, рентгеновская операционная и т.д. Особое значение проблеме рентгенодиагностики в неспециализированных условиях придает необходимость решения важной клинической задачи – проведение рентгенодиагностических исследований при соматически «тяжелых» состояниях пожилых пациентов, которым трудно добраться до медицинского учреждения.

Для того, чтобы определить насколько эффективно применение мобильной рентгенографии, например, в домах престарелых было проведено исследование зарубежными авторами Eklund K. et al., (2012), которые применили портативный рентгеновский аппарат с цифровым плоскостельным приемником изображения. Рентгенография проводилась непосредственно в жилых комнатах пациентов. Большинство рентгенологических исследований (241 исследование) были исследованиями опорно-двигательного аппарата (94%). Выяснилось, что двенадцать из 123 пациентов имели патологию, которую необходимо лечить в стационаре. В то же время 22 пациента по результатам проведения рентгенографии не нуждались в стационарном лечении. Были сделаны выводы, что мобильная рентгенография в домах престарелых технически осуществима и обеспечивает необходимое качество получаемого изображения. Наиболее благоприятным результатом явилось отсутствие необходимости транспортировки пациентов для рентгенодиагностики в стационаре [5].

По данным зарубежных авторов Dozet A. et al., (2016), цель исследования которых заключалась в определении эффективности с социальной точки зрения обследований пациентов в домах престарелых с помощью мобильной рентгенографии по сравнению с больничными исследованиями. Было установлено, что транспортировка старых, слабых пациентов из дома престарелых в больницу для оказания медицинской помощи может оказаться эмоционально и физически стрессовой ситуацией. Последние открытия в области современной мобильной рентгенографии могут помочь облегчить этот процесс, позволяя на месте провести обследование. В исследование были включены две группы жителей дома престарелых в двух разных районах на юге Швеции. Все пациенты были направлены на рентгенографию. Семьдесят один пациент был осмотрен в стационарных условиях – в двух больницах, а 312 пациентов были обследованы с помощью мобильной рентгенографии в домах престарелых. Принимая во внимание, что диагностическая значимость исследований в обоих случаях считается одинаковой, был применен метод минимизации затрат. Результаты показали, что мобильная рентгенография имеет значительно более низкие затраты по сравнению с стационарной рентгенографией. Разница в затратах по уходу за здоровьем больных также в пользу мобильной радиографии. Было отмечено, что пожилым пациентам гораздо проще эмоционально и физически проходить рентгенодиагностические исследования «на дому», когда нет необходимости их транспортировки в больницу [3].

Считается, что одной из причин проведения рентгенодиагностических исследований в неспециализированных условиях, например, непосредственно на месте происшествия, является выбор дальнейшей тактики лечения. Травмы конечностей достаточно типичны для мест, где проходят музыкальные фестивали. В этом случае зачастую пациентов осматривает младший медицинский персонал. Который, с целью диагностики повреждений костных структур, вынужден направлять пациентов в приемные отделения больниц для рентгенографии. По данным авторов Walker A. et al., (2009) в связи с возникающими в этом случае неудобствами было решено на фестивале Virgin music festival в Staffordshire организовать пункт мобильной рентгенографии. Рентгенологическая система была создана в жилом вагончике на огороженной территории и располагалась рядом с основной медицинской базой. Все исследования проводились рентгенологами. С целью минимизации воздействия ионизирующего излучения на персонал, находящийся вокруг, исследования выполнялись только в горизонтальном положении пациента. Рентгенография на месте была проведена 110 пациентам (117 исследований). Наличие травм было выявлено у 54 пациентов,

у 58 пациентов не было обнаружено патологических изменений. Сорока пациентам была оперативно оказана помощь на месте прохождения фестиваля и десять пациентов были направлены в стационар. Рентгенологами было отмечено, что в 85 случаях удалось избежать транспортировки больных в стационар, тогда как прежде это было бы необходимо.

По результатам исследований следует сделать вывод, что мобильная рентгенография является полезным дополнением к прегоспитальной медицинской помощи на крупных мероприятиях, например таких, как музыкальные фестивали. Она также снижает нагрузку на местные отделения неотложной помощи [11].

Портативный рентгеновский аппарат - полезный инструмент для обследования пациентов в отделениях интенсивной терапии[4,6], в домах престарелых[3,5], в местах лишения свободы, или в приютах для бездомных [10]; там, где транспортировка пациента в отдел лучевой диагностики больницы может быть затруднена. Зарубежными авторами Story A. et. al.,(2012) было обнаружено, что мобильная цифровая рентгенография грудной клетки чувствительна и специфична при выявлении туберкулеза легких у бездомных, наркоманов и заключенных. Мобильная рентгенография показала чувствительность равную 81,8% (95% доверительный интервал от 64,5 до 93,0) и специфичность 99,2% (95% – от 99,1 до 99,3) при выявлении туберкулеза легких. Авторы статьи пришли к выводу, что мобильная рентгенография подходит для скрининга туберкулеза и может значительно снизить риск дальнейшей передачи заболевания прежде, чем пациенты становятся опасными для окружающих [10].

Диагностическая эффективность портативной рентгенографии грудной клетки (определяется как число рентгенографии грудной клетки, показывающих новые данные или изменения уже известных результатов, поделенное на общее число рентгенографий грудной клетки) для пациентов, госпитализированных в отделение интенсивной терапии, равна 84,5%. К таким выводам пришли авторы Palazzetti V. et. al., (2013) в исследовании эффективности мобильной рентгенографии ОГК в отделении интенсивной терапии [9].

Очевидно, что применение традиционных стационарных штативных устройств, обеспечивающих позиционирование рентгеновского аппарата относительно пациента, в неспециализированных условиях невозможно. Поэтому используются переносные штативы или производится съемка без 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. Поэтому необходимы такие методики проведения рентгеновской съемки, которые позволят существенно снизить экспозиционную дозу излучения по сравнению со съемкой стационарными аппаратами. В этом случае чрезвычайно важным является получение качества изображения исследуемого органа, необходимого и достаточного для принятия решения по наличию или отсутствию патологии.

Портативные технические средства в рентгенографии в настоящее время предлагаются для эксплуатации в стоматологической практике [1,2]. «Ручные» рентгеновские аппараты нарушают концепцию ограниченного доступа к "контролируемой зоне", так как исследования проводятся рентгенолаборантами. Расстояние от источника излучения до тела - переменная величина и зависит от того, как расположен аппарат при съемке. В степени влияния положения аппарата на дозу, полученную рентгенолаборантом при его применении, пытались разобраться зарубежные авторы Makdissi J, et al.(2016). Целью их работы было исследование дозы, полученной рентгенолаборантом при использовании ручного рентгеновского устройства в различных его положениях.

В данном исследовании был использован портативный рентгеновский аппарат NOMAD Pro (Aribex Inc., Шарлотт NC, США), оснащенная пультом дистанционного управления и установленный на штатив. Для имитации головы пациента был применен челюстно-лицевой фантом АТОМ Макс (модель 711 HN). Предварительно калиброванные термолюминесцентные дозиметры (TLD) (Qados, Agar Scientific, Stansted, Essex, Великобритания) были размещены на фантоме на уровне глаз, щитовидной железы, туловища, талии, рук (правый палец + левая ладонь) и ног; три дозиметра использовались для измерения фонового излучения. Были рассмотрены три варианта исследования: Положение 1: близко к телу рентгенолаборанта и ось пучка излучения параллельна полу; Положение 2: далеко от тела с полностью вытянутыми руками (примерно 40 см) и ось пучка излучения параллельна полу; Положение 3: ось пучка излучения перпендикулярна полу, причем руки частично разведены. В каждом исследовании провели тридцать экспозиций, каждую за 1 секунду. Результаты показали, что радиационный фон при измерении составил 11 мкГр. Самая большая поглощенная доза для рентгенолаборанта после вычитания фонового излучения была замерена на ладони левой руки 31 мк Гр в положении 3. Она была рассчитана на основе средней нагрузки - 100 интраоральных радиографов за неделю для врача - стоматолога, работающего 46 недель в году.

Таким образом, при использовании «ручных» рентгеновских аппаратов существует небольшое увеличение уровня дозы для рентгенолаборантов. Однако величина дозы остается значительно ниже рекомендуемых уровней. Положение аппарата относительно рентгенолаборанта имеет существенное влияние на общую поглощенную дозу. Наличие индивидуальных дозиметров для контроля уровня облучения рекомендуется. Кроме того, руководство, обучение и протоколы уровня облучения должны располагаться на месте эксплуатации аппарата и строго соблюдаться; необходимы регулярные проверки, чтобы обеспечить соблюдение всех правил [7].

Канадское агентство лекарств и технологий в области здравоохранения в 2016 году провело литературный обзор по оценке клинической и экономической эффективности использования портативных рентгеновских аппаратов. Также агентство искало различные практические руководства по применению мобильной рентгенографии. Поиск литературы ограничился ключевыми ресурсами, включая Овидия Medline, PubMed, Кокрановскую библиотеку, Университет Йорка, базами данных канадских и крупных международных медицинских агентств, а также целенаправленным поиском в Интернете. Там, где это возможно поиск был ограничен публикациями в период с 2006 г. и 2016 г.

Критерии выбора публикации, приведены в таблице 1.

*Таблица 1.*

Критерии выбора публикации

<b>Population</b>	Пациенты нуждающиеся в проведении рентгенографии( ОГК или костей)
<b>Intervention</b>	Портативная рентгенография
<b>Comparator</b>	Стационарная рентгенография
<b>Outcomes</b>	Клиническая эффективность (например, качество изображения, время проведения, точность диагностики, изменения в клинических результатах). Экономическая эффективность. Практическое руководство по эксплуатации.
<b>Study</b>	Оценка технологий здравоохранения, систематические обзоры и

<b>Designs</b>	мета-анализ рандомизированных контролируемых испытаний (РКИ), экономическая и практическая оценка.
----------------	--

Литературный поиск дал 809 ссылок. После анализа аннотаций шесть исследований были выбраны для полнотекстового обзора. По результатам рассмотрения этих статей, не было найдено ни одного специального исследования по сравнению клинической и экономической эффективности портативного рентгеновского аппарата с стационарным рентгеновским аппаратом. Не было также найдено ни одного практического руководства по использованию портативного рентгеновского аппарата [8].

В целом неспециализированные условия проведения рентгенологических обследований можно разделить на две категории:

Категория А: в медицинских учреждениях, но вне рентгеновского кабинета (в палате больного), в переоборудованной операционной или в реанимационном зале;

Категория Б: вне медицинских учреждений, в том числе, как в непосредственной близости от лечебно-профилактического учреждения (ЛПУ) (в домашних условиях), так и при значительном удалении от него (полевые, военно-полевые условия).

С учетом изложенного, можно сформулировать медицинские требования к рентгеновским аппаратам для съемки в неспециализированных условиях:

1. конструктивное исполнение аппарата – моноблочное, вес моноблока 3-5 кг;
2. наличие орган-автоматики;
3. основные кнопки для управления работой должны находиться на самом моноблоке;
4. наличие лазерного центратора на моноблоке;
5. возможность обработки моноблока стерилизационным раствором.

Методологические аспекты ввод следующих данных в систему PACS:

- ФИО;
- предварительный диагноз;
- цель исследования;
- методики и /или укладка;
- результаты описания снимка врачом рентгенологом.

Литература.

1. Клестова И. А., Васильев А. Ю., Потрахов Н.Н. Значение панорамной микрофокусной рентгенографии в оценке стоматологического статуса и идентификации личности у военнослужащих по призыву // Изд-во Радиология – Практика №4(58), 2016. – 19 с.
2. Потрахов Е. Н. Радиационная нагрузка при применении портативных рентгеновских аппаратов семейства «ПАРДУС» в стоматологии // Медицинская техника. 2012, №5. – С.37-40.
3. Dozet A, Ivarsson B, Eklund K, Klefsgård R, Geijer M. Radiography on wheels arrives to nursing homes - an economic assessment of a new health care technology in southern Sweden. J Eval Clin Pract. 2016 Jul 14.
4. Eisenhuber E, Schaefer-Prokop CM, Prosch H, Schima W. Bedside chest radiography. Respir Care [Internet]. 2012 Mar [cited 2016 Jan 25];57(3):427-43.
5. Eklund K, Klefsgard R, Ivarsson B, Geijer M. Positive experience of a mobile radiography service in nursing homes. Gerontology. 2012;58(2):107-11.

6. Gupta PK, Gupta K, Jain M, Garg T. Postprocedural chest radiograph: Impact on the management in critical care unit. *Anesth Essays Res* [Internet]. 2014 May [cited 2016 Jan 25];8(2):139-44.
7. Makdissi J, Pawar RR, Johnson B, Chong BS. The effects of device position on the operator's radiation dose when using a handheld portable X-ray device. *Dentomaxillofac Radiol*. 2016;45(3):20150245.
8. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health; Portable versus Fixed X-ray Equipment: A Review of the Clinical Effectiveness, Cost-effectiveness, and Guidelines [Internet]. 2016 Feb.
9. Palazzetti V, Gasparri E, Gambini C, Sollazzo S, Saric S, Salvolini L, et al. Chest radiography in intensive care: an irreplaceable survey? *Radiol Med (Torino)*. 2013 Aug;118(5):744-51.
10. Story A, Aldridge RW, Abubakar I, Stagg HR, Lipman M, Watson JM, et al. Active case finding for pulmonary tuberculosis using mobile digital chest radiography: an observational study. *Int J Tuberc Lung Dis*. 2012 Nov;16(11):1461-7.
11. Walker A, Brenchley J, Hughes N. Mobile radiography at a music festival. *Emerg Med J*. 2009 Aug;26(8):613.

## **ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НЕСТАБИЛЬНОСТИ ИЗЛУЧЕНИЯ НА КАЧЕСТВО РЕКОНСТРУКЦИИ В ТОМОГРАФИИ**

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

В настоящее время рентгеновские, в том числе томографические, методы исследования объектов находят широчайшее применение [1-3].

Современные томографы представляют собой сложный программно-аппаратный комплекс, в котором получение информации, необходимой для восстановления среза исследуемого объекта, связано с его последовательным просвечиванием с достаточно большого количества ракурсов [4].

Получение проекций сопряжено с такими паразитными явлениями, как цифровой шум, а также разброс по интенсивности засветки приемника рентгеновского излучения в серии томографических проекций. В связи с чем представляется целесообразным исследовать влияние данных явлений на качество восстановленного сечения [5].

Для решения поставленной задачи в среде Qt Creator была разработана специализированная компьютерная программа. Программа позволяет воссоздавать эффект цифрового зашумления идеальной томографической проекции для дальнейшего исследования влияния величины данного параметра на качество восстановленного томографического среза.

Добавление цифрового шума проводилось с использованием следующей зависимости:

$$Delta = (RND \times k) - \frac{k}{2},$$

где *Delta* – значение яркости добавляемое к исходному пикселю изображения; *RND* – случайная величина в заданном диапазоне; *k* – коэффициент, позволяющий варьировать общий уровень цифрового шума на изображении.

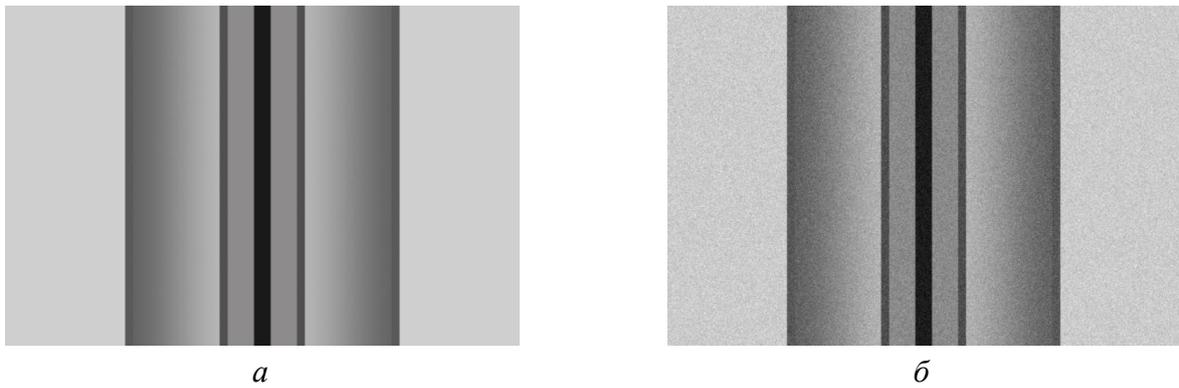


Рис. 1. Добавление на исходное изображение цифрового шума:

*a* – исходная проекция; *б* – проекция с искусственно добавленным шумом.

В программе также реализована возможность создания набора томографических проекций с разбросом по интенсивности засветки приемника рентгеновского излучения с задаваемым значением нестабильности источника рентгеновского излучения.

Имитация разброса проводилась по следующей зависимости:

$$Delta = (RND - 0.5) \times k + 1$$

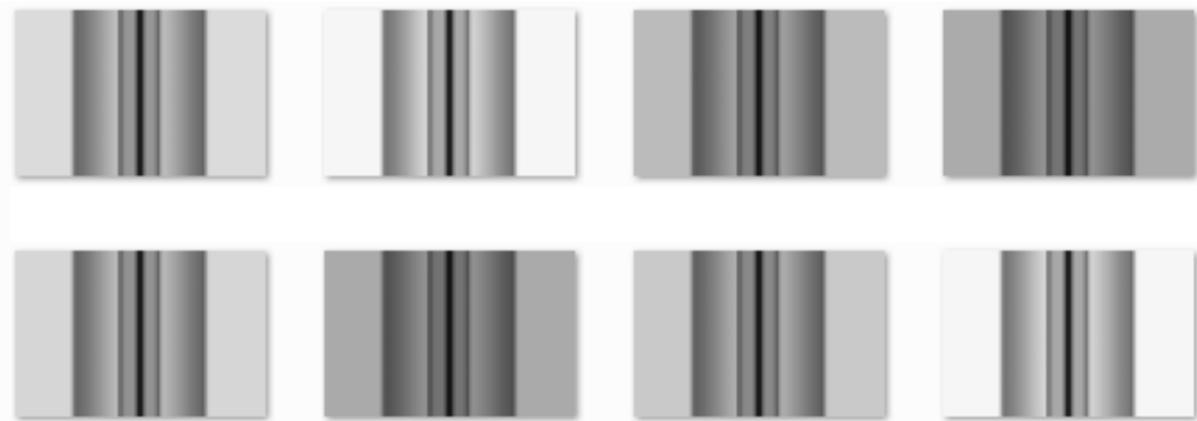


Рис. 2. Серия проекций с имитацией разброса интенсивности излучения.

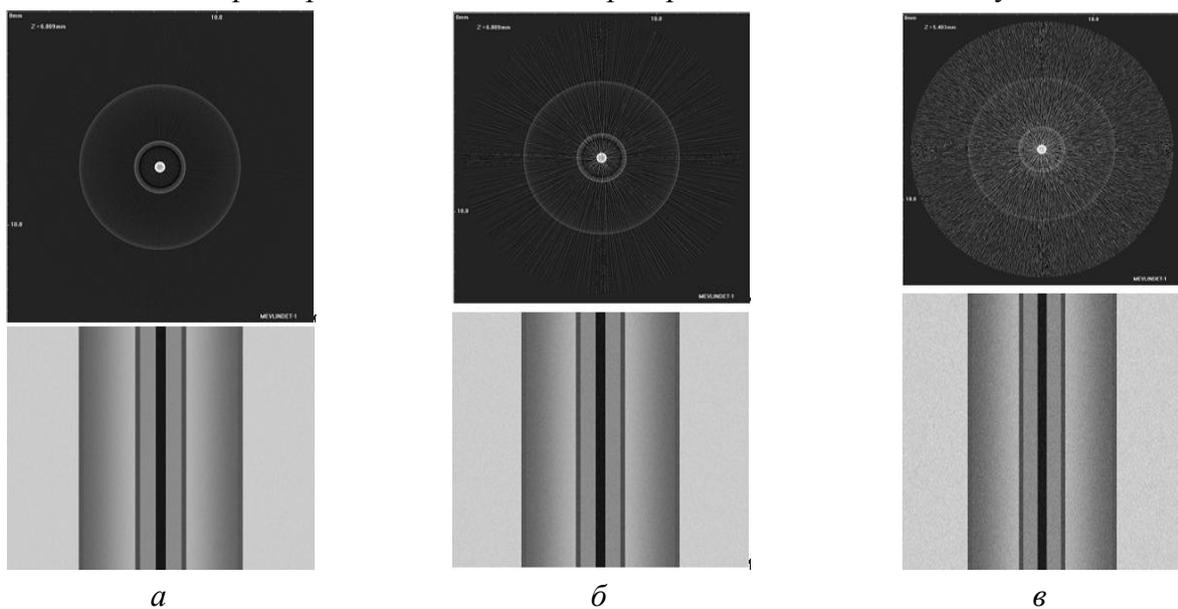


Рис. 3. Оценка влияния цифрового шума на качество реконструкции:

*a* –  $k=30$ ; *б* –  $k=50$ ; *в* –  $k=100$ .

С помощью написанной программы были созданы наборы томографических проекций с различным уровнем цифрового шума. Наложение шума проводилось с использованием зависимости, представленной выше, где уровень зашумленности определяется коэффициентом  $k$ . Далее будут приведены срезы, восстановленные из проекций с различными значениями  $k$ . Также под каждым срезом приводится пример проекции с соответствующим уровнем зашумления.

Из представленных выше изображений видно, что даже незначительное наличие цифрового шума на изображении оказывает влияние на качество реконструкции, в связи с чем целесообразно наибольшее внимание уделять его фильтрации при наборе проекционных данных.

При оценке полученных данных стоит обратить внимание на то, что составляющая шума, появляющаяся в ходе реконструкции, принимает разные значения для срезов, восстановленных из одинакового количества проекций, и возрастает по мере увеличения составляющей шума, обусловленного неидеальностью приемников рентгеновского излучения. Отсюда можно сделать вывод о зависимости шума восстановления от шума проекций, что в свою очередь говорит о том, что влияние шума проекций на качество восстановленного среза нелинейно усиливается по мере возрастания его величины.

График, приведенный на рисунке 4, наиболее наглядно отражает эту зависимость.

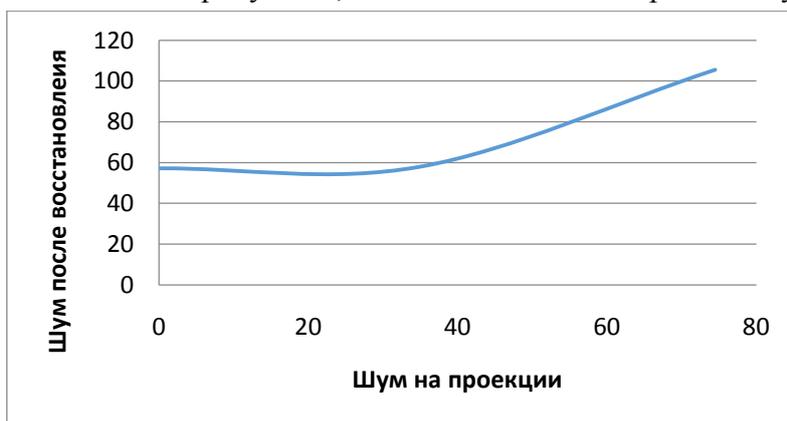


Рис. 4. Зависимость шума проекций на шум восстановления среза.

На рисунке 5 представлены результаты моделирования, описывающего неравномерность излучения в ходе набора проекционных данных.

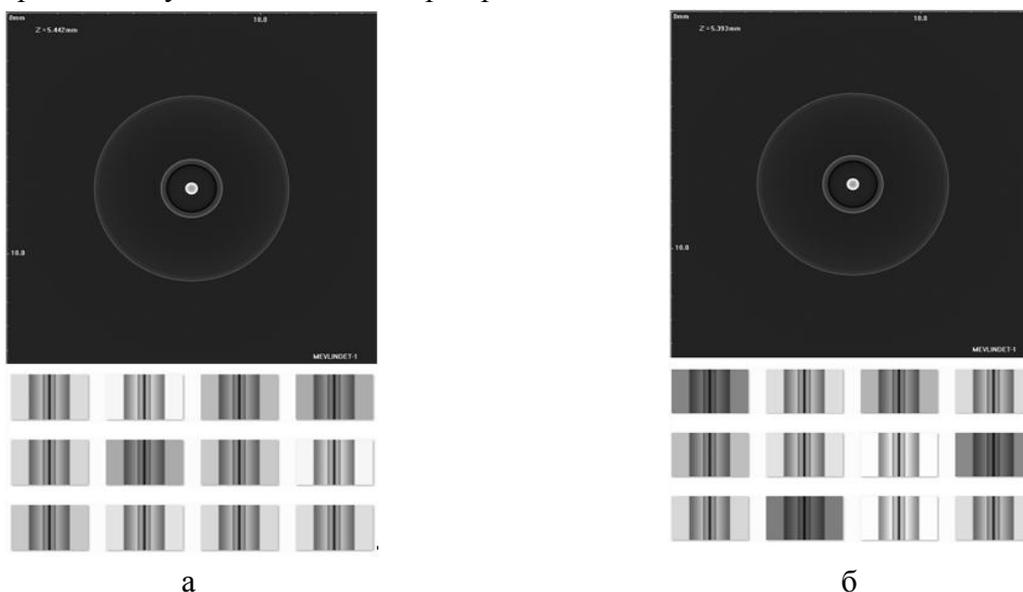


Рис. 5. Оценка влияния неравномерности излучения на реконструкцию.

Данные, представленные на рисунке 5 наглядно иллюстрируют, что неравномерность излучения не оказывает существенного влияния на качество реконструкции. Однако, в данном случае следует заметить, что имитация неравномерности производилась в пределах линейного участка кривой динамического диапазона приемника излучения.

Если говорить о микротомографии – методе исследований (обычно, неживых объектов), позволяющем получить томограммы с разрешением на уровне единиц микрометров –, то ввиду особенностей используемых физико-технических условий съемки (малые анодные токи рентгеновской трубки и, как следствие, достаточно большие времена экспозиции, необходимые для получения одной проекции) целесообразно проанализировать, какое количество проекционных данных или, что в данном случае тождественно, насколько малый угол поворота объекта требуется для достижения необходимого качества реконструкции.

Была проведена реконструкция томографического среза с использованием 200, 800 и 1600 проекций. Восстановленные томографические срезы представлены ниже.

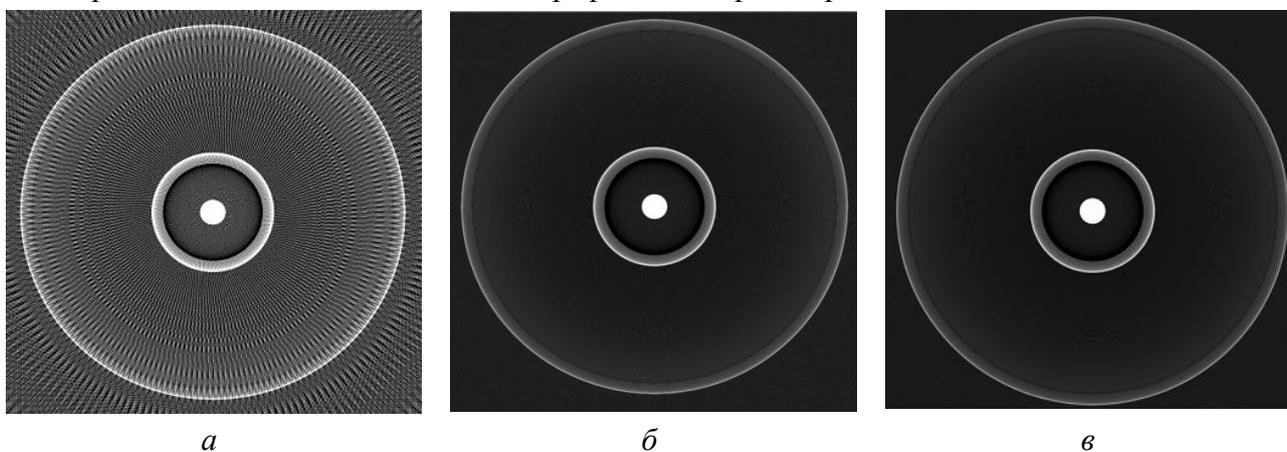


Рис. 6. К пояснению влияния количества проекций на качество реконструкций томографических изображений:

*a* – срез, восстановленный из 200 проекций; *б* – срез, восстановленный из 800 проекций;  
*в* – срез, восстановленный из 1600 проекций.

Как видно на рисунке 3а, на срезе, восстановленном из 200 проекций существенное влияние на качество реконструкции оказывают артефакты от границ объекта. При использовании 800 проекций артефакты практически полностью устраняются. На срезе видны все детали исследуемого объекта, и отсутствуют какие либо дефекты. Использование 1600 проекций не вносит каких-либо заметных изменений, что говорит о нецелесообразности дальнейшего увеличения числа проекций в данном исследовании. Таким образом, можно сделать вывод, что для данного смоделированного тест-объекта, пользуясь условием «необходимости и достаточности» информации для диагностики, можно существенно от 2-х до 8-ми раз сократить время исследования.

Основываясь на результатах проведенного исследования, представляется целесообразным разработать специализированную математическую модель включающую малоразмерные и малоcontrastные детали, позволяющую оценить количество проекций, необходимое для достижения требуемого качества реконструкции.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках проекта по теме «Робототехническая система многоракурсной микрофокусной

рентгенографии авиационных деталей и узлов из полимерных композиционных материалов при комплексном воздействии». Номер проекта 16-19-00155.

Литература.

1. Потрахов Н.Н., Жамова К.К., Бессонов В.Б., Грязнов А.Ю., Ободовский А.В. Технология оперативного рентгеновского контроля изделий из полимерных композиционных материалов // Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Аэрокосмическая техника. 2015. № 4 (43). С. 97-115.

2. Никольский М.А., Грязнов А.Ю., Жамова К.К. Международный опыт применения интроскопических методов исследования в сельскохозяйственной биологии и пищевой промышленности // Аграрная Россия. 2015. № 9. С. 21-28.

3. Медникова М.Б., Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б. Применение микрофокусной рентгенографии в разграничении ископаемых представителей рода НОМО с архаической и современной морфологией // Биотехносфера. 2013. № 4 (28). С. 56-60.

4. Бессонов В.Б., Ободовский А.В., Клонов В.В., Кострин Д.К. Микрофокусная компьютерная томография – новый метод исследования микроминиатюрных объектов // Евразийский союз ученых. 2014. № 5-3 (5). С. 12-15.

5. Blinov N.N., Vasilyev A.Y., Bessonov V.B., Gryaznov A.Y., Zhamova K.K., Potrakhov E.N., Potrakhov N.N. EFFECT OF X-RAY TUBE FOCAL SPOT SIZE ON RADIOVISIOGRAPH RESOLUTION // Biomedical Engineering. 2014. Т. 48. № 2. С. 58-61

## **ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОСТПОЦЕССОРНОЙ ОБРАБОТКИ В ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКЕ**

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

Рентгеновские негативные изображения, полученные на пленке, имели существенные ограничения для количественного и качественного анализа патологических изменений. Плёночные (аналоговые) рентгеновские снимки, имея малый динамический диапазон, могли быть выполнены в стандартном, мягком, жёстком режимах и отражали только определённые структуры органов. В ходе анализа и описания плёночной рентгенограммы нельзя было как-то повлиять на качество изображения. Параметры съёмки подбирались в соответствии с плотностью и конституцией пациента, с задачей исследования, и не всегда совпадали с реальными находками. Зачастую получали рентгенограммы недостаточного диагностического качества. Это требовало повторной съёмки и дополнительного облучения пациента.

Переход на цифровые технологии дал возможность рентгенологу творчески подходить к обработке первоначально полученного, нативного, рентгеновского снимка. Благодаря большому динамическому диапазону, заложенному в цифровом изображении, из одного цифрового снимка можно получать три и более, лишь изменяя уровень и ширину окна диапазона плотностей. Обработывая нативный снимок с помощью специальных программ, можно выделить мягкотканые структуры, плотные костные либо прозрачные ткани, не производя дополнительных снимков. Таким образом, уменьшился процент бракованных снимков и, как следствие, снизились дозы облучения пациентов. Вместе с тем, методические особенности

анализа цифровых изображений, практические рекомендации по оптимизации рентгенограмм различных анатомических областей, изучены недостаточно. В практической работе рентгенолога постобработка изображений используется не в полной мере.

В Городской Мариинской больнице первый цифровой рентгеновский аппарат появился 13 лет назад в 2003 году. Это был отечественный телеуправляемый рентгенодиагностический комплекс КРТ-Электрон (Россия). В настоящее время во всех семи рентгенодиагностических кабинетах установлены цифровые рентгеновские установки. В течение более 10 лет компания «Электрон» стремилась выйти на международный уровень производства рентгеновской техники. Этой компанией были разработаны рентгеновские аппараты с современными цифровыми детекторами и программным обеспечением для пре- и постобработки рентгеновских снимков. Разработчики считают необходимым создать такие программы препроцессорной обработки снимков, которые выдавали бы для анализа рентгенологу идеальные изображения, не требующие дополнительной постпроцессорной обработки (постобработки). Однако добиться подобного, вероятнее всего невозможно, т.к. каждый рентгенолог индивидуально подходит к принципам визуализации, опираясь на свой опыт работы.

**Целью исследования** стал анализ использования элементов постобработки врачами рентгенологами Городской Мариинской больницы.

**Материал и методы.** Была создана анкета, в которой рентгенологу надо было ответить на вопросы о частоте использования того или иного элемента цифровой обработки, для чего, в каких случаях, в исследовании каких органов и систем врач применяет постобработку? Всего проанализировано 18 анкет. На вопросы отвечали рентгенологи с трудовым стажем до 5 лет – 10 (55%) чел, с 6 до 10 лет – 3 (17%) чел и работающие по специальности более 10 лет – 5 (28%) чел. Для анализа были взяты следующие элементы постобработки: негатив / позитив (инверсия), фильтры / оптимизация динамического диапазона, обострение контуров и их сглаживание, увеличение изображения / лупа, уровень и ширина окна плотностей, гамма коррекция.

**Результаты исследования.** Относительно частоты анализа рентгенограмм в негативе либо в позитиве 17 (95%) рентгенологов ответили, что предпочитают негативное позитивному изображению. В таком виде плотные структуры выглядят белыми, а прозрачные – чёрными. Все рентгенограммы оценивал и в позитиве, и в негативе, лишь 1 (5%) чел. Предпочитал рассматривать только негативное изображение, не применяя инверсии, также 1 (5%) врач. Обязательно использовал инверсию при патологии скелета – 1 (5%) чел, при заболеваниях мочеполовой системы – 2 (11%) чел, в сложных диагностических случаях – 3 (17%) чел, только при патологии лёгких – 3 (17%) чел. Большинство врачей – 7 (39%) чел, применяли негатив и позитив обязательно при патологии лёгких, скелета, живота. Позитивное изображение делает лёгочную ткань светлой и яркой, а кости – тёмными. На светлом фоне хорошо контрастно выделяются плотные элементы изображения, например, патологические очаги и переломы рёбер. В позитивном изображении двум рентгенологам оказалось легче находить камни в почках и мочеточниках.

Фильтрация изображения с помощью математических алгоритмов позволяла избавиться изображение от помех, нечёткостей и шума, вызванного, как самим пациентом, так и техникой, токами электрических цепей. Обостряет контуры компьютерная команда «Sharpen». Она делает границы тканей более чёткими. Команда «Sharpen», называемая также псевдорельеф, может быть разной величины: 2x2, 3x3, 5x5. Команда «Smooth» наоборот,

делает изображение сглаженным. Она убирает зернистость изображения, т.е. шумы. Она также различается по величине: 3x3, 5x5. Специальные фильтры FonEqualize Low, Middle, High и программа оптимизации динамического диапазона, значительно улучшают визуальную картину для пользователя. Нативное цифровое изображение 16 битное и имеет 65536 оттенков серого, монитор компьютера может отразить 256 оттенков серого, а глаз человека различает лишь 60-80 оттенков. Поэтому программы оптимизации изображения дают возможность пользователю подстроить снимок под собственный вкус. В программе компании «Электрон» заложены два последовательных алгоритма фильтрации. Первичное изображение обрабатывается одним из предложенных фильтров, например, Sharpen 3x3, а затем полученное изображение вновь обрабатывается, но уже другим фильтром, например, Smooth. Комбинацию фильтров подбирает врач рентгенолог. В последних программах постобработки, вместо специальных фильтров FonEqualize, предлагается оптимизация динамического диапазона с коэффициентом от 1 до 15 единиц. В своей практической работе 3 (17%) рентгенолога больницы вообще не использовали фильтрацию, остальные же 15 (83%) применяли ту или иную фильтрацию. По частоте 3 (17%) врача всегда использовали фильтрацию, 5 (28%) – не более, чем в 50% случаев, а 10 (55%) – включали фильтрацию в 50-100% случаев. Чаще всего предпочитали FonEqualize 5 чел (28%). В анализе снимков использовали все величины фильтрации (Low, Middle, High) 4 чел (22%). Шесть (33%) врачей включали фильтрацию только при патологических изменениях в лёгких либо скелете.

По мнению 4 (22%) рентгенологов обострение контуров (Sharpen) было необходимо только для лучшей визуализации патологии в лёгких и костях. Шесть (34%) врачей применяли обострение в 100% случае. В повседневной работе обострение контуров использовали с частотой более, чем в 50% – 11 (61%) врачей.

Важно не забывать специалисту, что опция «Sharpen» придаёт выразительность лёгочному рисунку, который можно принять за пневмофиброз. В связи с этим, первоначально рентгенограмму органов грудной клетки надо рассматривать без обострения контуров.

Команду сглаживания (Smooth) использовали значительно реже, чем обострение контуров. Её применяли лишь в 10% случаев, сглаживая изображение после команды обострения контуров (Smooth 3x3) и перед печатью снимка, чтобы убрать зерно шума. Команду «Smooth» 5x5 никто не использовал. Не видят вообще никакого смысла в сглаживании контуров 12 (67%) врачей, поэтому и не реализуют положительные возможности данной обработки.

Часть изображения на снимке, выделенная в окно просмотра, можно масштабировать, т.е. увеличивать в несколько раз. Это требуется чаще всего при анализе каких-либо мелких деталей изображения. Просмотр снимка в различном масштабе определяется коэффициентами. По результатам анкетирования 16 (89%) рентгенологов использовали опцию увеличения в работе со снимком. Увеличение применяли 12 (67%) врачей не чаще, чем в 50% случаев. Только 4 (22%) врача увеличивали в 70% случаев и чаще. Большинство врачей (6 чел 33%) увеличивали снимок в 2 раза, реже (4 чел (22%) – в 1,5 раза. Применяли увеличение 10 (56%) рентгенологов при анализе рентгенограмм лёгких и скелета.

Увеличение изображения (лупа) позволяло специалисту детализировать снимок, оценивать структуру, очагов, контуры, рисунок и интенсивность мелких деталей объекта, определять целостность костной ткани. Лишь некоторые рентгенологи масштабировали

изображение для рассмотрения лёгочного рисунка и бронхиального дерева, для уточнения «свежести» патологического очага в лёгком.

В цифровой рентгенографии имеется понятие шкалы плотностей камеры с диапазоном от 0 до 4095 условных единиц. Регулировка изображения осуществляется врачом при изменении ширины окна шкалы плотностей (window width) и уровня окна шкалы (window level). Окно шкалы определяется верхней и нижней границей видимого диапазона плотностей камеры аппарата. Уровень окна – это среднее значение между верхней и нижней границей шкалы плотностей в выбранном окне. Верхняя граница плотности показывает максимальное его значение и отражается на негативном изображении белым цветом. Нижняя граница плотностей, соответственно, имеет минимальное значение и проявляется чёрным цветом. Изменяя уровень окна и его ширину, мы можем более детально рассмотреть на снимке ткани определённой, выбранной плотности. Известны такие понятия, как лёгочное, средостенное, костное окно, которые указывают на возможность рассмотрения деталей этих структур в данных окнах. Гамма коррекция или регулировка яркости снимка, определяется коэффициентом  $\gamma$ , который можно изменять в диапазоне от 0,2 до 5. Применительно к негативным снимкам, при перемещении движка вправо по шкале гамма коррекции, коэффициент  $\gamma$  увеличивается, а изображении становится более тёмным. При перемещении движка влево, коэффициент  $\gamma$  уменьшается, а изображении становится более светлым. Чаще данную опцию используют вместе с окном / уровнем. По результатам анкетирования этими приёмами обработки снимков пользовались почти все рентгенологи – 17 (95%) чел. В 100% случаев изменяли уровень и ширину окна вместе гамма коррекцией 7 (39%) врачей, а использовали данную опцию более чем в 50% случаев – 12 (68%) рентгенологов. Только при анализе патологии в лёгких применяли данную постобработку 3 (17%) чел, столько же – при анализе снимков скелета. Эта опция помогала рентгенологам рассмотреть единичные патологические очаги, диссеминацию в лёгких, лёгочный рисунок, пневмоторакс. По мнению рентгенологов больницы при исследовании костно-суставной системы лучше дифференцировались переломы, при исследовании живота – кишечные уровни жидкости и малый пневмоперитонеум.

На вопрос о частоте использования постобработки в диагностической работе большая часть рентгенологов (83%) ответили, что применяют её в 70 и более процентов случаев. Только 3 (17%) врача не утруждают себя обработкой изображений, используя её менее, чем в 30% случаев. Это оказались молодые врачи, с небольшим стажем работы. Рентгенологи со стажем более 10 лет (28%) применяли постобработку в 100% случаев. Некоторыми опциями рентгенологи не применяли, так как не знали о них или не понимали их значение.

Ниже представлен пример постобработки рентгеновских снимков (рис.1 и 2).

На рентгенограмме, выполненной на цифровом флюорографе (рис.1), нативное изображение (а) гораздо менее информативное. После оптимизации снимка (б) стали чётче дифференцироваться патологические очаги, их количество, структура, контуры, размеры. Стал лучше различаться лёгочный рисунок, проявились сквозь сердце и живот тени позвоночника и рёбер.

Если сравнивать возможности разрешающей способности детекторов различных цифровых аппаратов и программ препроцессорной обработки, то можно с уверенностью сказать, что снимки, полученные в приёмном отделении на рентгеновском аппарате с плоской панелью (АРЦ-Электрон) (рис.2 а), гораздо лучше по качеству, чем на флюорографе

(ФЦ) (рис.1 *а*). Постобработка снимка (рис. 2 *а*), применив лишь оптимизацию динамического диапазона в 6 единиц, позволила получить снимок значительно лучшего качества (рис.2 *б*).

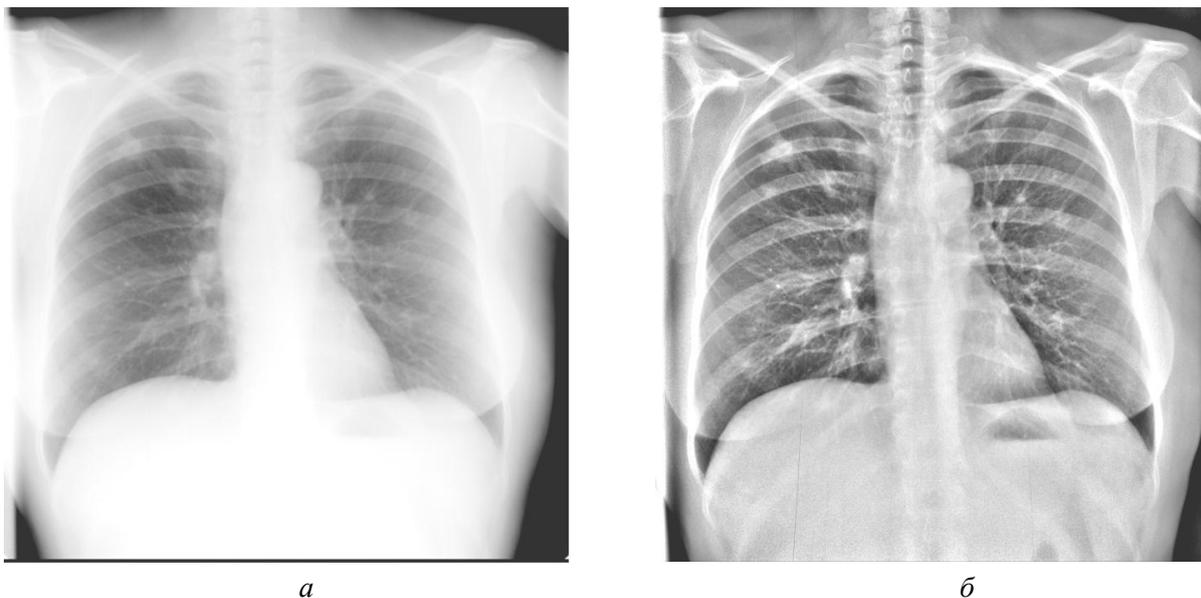


Рис. 1. Больная К., 53 года, цифровые флюорограммы на 8 день госпитализации, *а* – до обработки, *б* – после фильтрации FonEqualize High и обострения Sharpen 2x2. Синдром очаговой диссеминации в верхне-средних отделах лёгких.

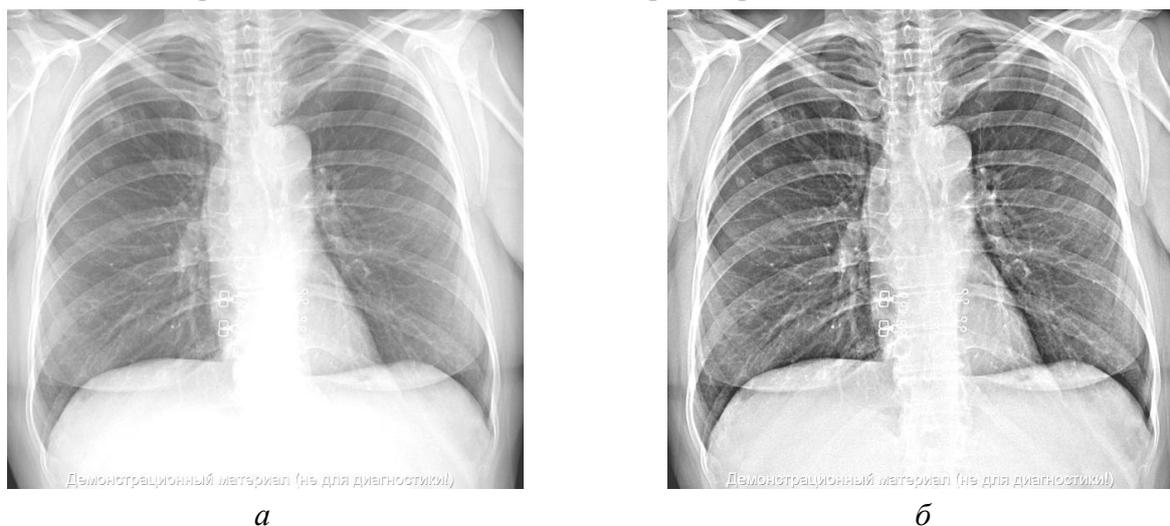


Рис. 2. Рентгенограммы, выполненные на цифровом аппарате АРЦ с плоской панелью детектора *а*) без цифровой обработки, *б* с оптимизацией динамического диапазона 6 ед.

Таким образом, исследование показало, что врачи рентгенологи на практике в большинстве случаев (83%) используют постобработку цифровых рентгеновских снимков. Отдельные опции обработки снимка применяются чаще всего (до 90-100%), например, окно/уровень, увеличение, обострение контуров. Редко (33%) используется сглаживание контуров, вероятно из-за непонимания сути этой команды. Незаслуженно мало применяется оптимизация динамического диапазона. Эта опция появилась недавно на современных цифровых аппаратах компании «Электрон» (Россия). На более поздних моделях аппаратов она была представлена специальной фильтрацией – FonEqualize. Понимание возможностей всех опций постобработки рентгеновских снимков и их активное внедрение в практику рентгенологов, позволят улучшить качество рентгенодиагностики.

# ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОГРАММ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АНТРОПОМОРФНОГО ФАНТОМА

*Камышанская И.Г., Черемисин В.М., Дроздов А.А.*

*(ФГБОУ СПбГУ)*

*Водоватов А.В. (ФБУН Санкт-Петербургский Научно Исследовательский Институт Радиационной Гигиены им. П.В. Рамзаева)*

**АКТУАЛЬНОСТЬ.** Точная оценка, как качества рентгеновских изображений, так и дозовых нагрузок за исследование, необходима для эффективной оптимизации диагностических методов исследования с применением ионизирующего излучения. Оптимизация в рентгенодиагностике эквивалентна поиску новых методик визуализации, которые повышают уровень получаемой при исследовании информации и минимизируют риск радиационного излучения до оправданно низких значений [1]. Все изменения протокола исследования, направленные на снижение дозовых нагрузок, могут быть применены только после того, как получено подтверждение, что изменения параметров экспозиции не снижают диагностической значимости изображения. На сегодняшний день существует несколько различных подходов для оценки качества изображения [2, 3, 4, 5]. Объективные методы основаны на описании физических характеристик изображения с учетом их отношения к параметрам экспозиции. Обычно подобные методики проводят с использованием тест объектов и простых физических фантомов. Субъективные методы (рецензент зависимые) основываются на субъективной визуальной оценке изображений или их части. В подобных исследованиях обычно используют антропоморфные фантомы [2, 5]. Субъективные методы оценки изображений основываются либо на способности выявить участок изменений (ROC анализ, receiver operating characteristic, рабочая характеристика приемника и его варианты) [4] либо на оценке видимости анатомических структур (VGA, visual grading analysis, анализ визуальной оценки или IC, Image criteria, оценка суммы ключевых структур снимка). Метод IC проще использовать в клинической практике [5, 6, 7]. Применяемые сегодня критерии качества рентгенограмм органов грудной клетки у взрослых пациентов были представлены Европейской Комиссии [8]. Данные критерии качества изображения не обновлялись, начиная с публикации в 1996 г. Российскими национальными рекомендациями [9] является проведение исследования органов грудной клетки в прямой проекции при напряжении 80-100кВ, чему и следует большая часть российских производителей рентгеновского оборудования. Использование более низких значений напряжения на рентгеновской трубке в сравнении с Европейской и Международной практикой (более 120-140 кВ) приводит к более высокому уровню дозовой нагрузки на пациента.

**ЦЕЛЬЮ ИССЛЕДОВАНИЯ** была оценка качества рентгенограмм органов грудной клетки, полученных при различных значениях напряжения рентгеновской трубки с определением наиболее информативного режима. Главная задача исследования заключалась в разработке методики оценки качества изображений с возможностью её адаптации.

## **МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ**

### **Выбор метода оценки качества изображения**

Первая группа критериев качества изображений была взята из публикаций Tingberg et al. [2], Uffmann et al. [7] и из рекомендаций Европейской Комиссии [8]. Двенадцать

критериев соответствовали различным анатомическим структурам грудной клетки. Сложные для оценки структуры, как например, сосуды на периферии легочных полей, которые суммируются с тенью ребер, были разбиты на подгруппы. Подробная информация о критериях представлена в таблице 1.

Таблица 1.

Критерии качества задне-передних рентгенограмм органов грудной клетки в прямой проекции

№ критерия	Критерий	Число подгрупп	Напряжение рентгеновской трубки, при котором критерий отображается лучше всего (на основании данных литературы ожиданий авторов)
1	Паренхима легких в области верхних отделов, которая не суммируется с тенью ребер	2	Низкое напряжение
2	Паренхима легких в области верхних отделов, которая суммируется с тенью ребер	2	Низкое напряжение
3	Корень легкого (четкость отображения структур)	0	Не зависит от напряжения
4	Сосуды на периферии легочных полей, суммирующиеся с тенью ребер	6	Низкое напряжение
5	Сосуды на периферии легочных полей, не суммирующиеся с тенью ребер	6	Низкое напряжение
6	Реберно-диафрагмальные синусы (четкость границ)	2	Не зависит от напряжения
7	Кардио-диафрагмальный угол (четкость границ)	0	Не зависит от напряжения
8	Бифуркация трахеи	0	Высокое напряжение
9	Границы сердца	0	Не зависит от напряжения
10	Позвонки грудного отдела	0	Низкое напряжение
11	Сосуды легких, суммирующиеся с тенью сердца	0	Высокое напряжение
12	Грудной отдел аорты	0	Высокое напряжение

Предварительные тесты на основе метода IC показали, что цифровые рентгенограммы, полученные на четырех рентгеновских аппаратах с разными типами детектора, удовлетворяли обозначенным требованиям вне зависимости от параметров проведения исследования (в том числе, напряжения). Все изображения были оценены экспертами, как приемлемые, или качеством выше среднего. Текущее исследование было проведено с использованием комбинации методов VGA и IC, что позволило сравнить между собой различные критерии изображений, полученных при разном напряжении рентгеновской трубки. Предварительные тесты показали, что основная масса экспертов имеет тенденцию к оценке изображения в целом, вместо концентрации внимания на отдельных анатомических структурах, относящихся к оцениваемым критериям. Способом преодоления данной проблемой послужила сегментация изображений. На каждом из рентгеновских аппаратах, которые принимали участие в исследовании, серия изображений, полученных при разных значениях напряжения, с автоматическим контролем экспозиции, была импортирована из PACS. После этого области интереса, которые соответствуют обозначенным критериям, были вырезаны из исходного цифрового изображения. Вырезанные фрагменты изображений, полученных с разным напряжением рентгеновской трубки, были объединены в случайном порядке в «триплеты», в которых каждому из фрагментов соответствовала буква латинского алфавита. Такая презентация изображений позволила сконцентрировать внимание экспертов на специфических участках снимка. Пример подобного триплета представлен на рис. 1.

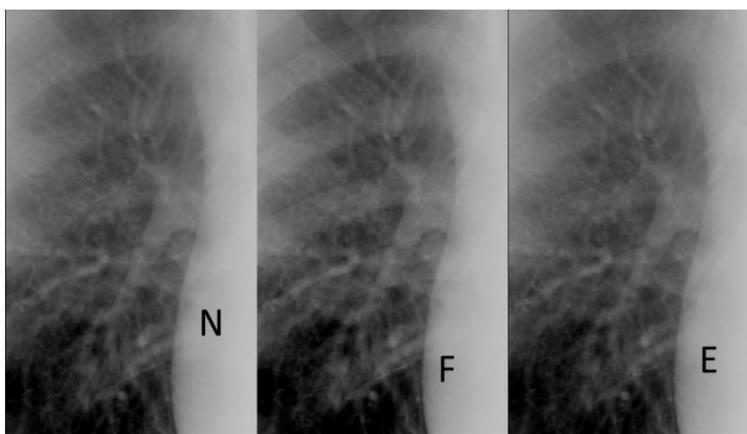


Рис. 1. Пример результирующего изображения по критерию №3 рентгеновского аппарата ФЦ. Сегменты, соответствующие анатомической области, вырезаны из рентгенограмм органов грудной клетки, полученных на различном напряжении трубки (60, 90, 120 кВ), перемешаны и слиты. Буквы (N, F, E) кодируют напряжение трубки. Задача наблюдателя была ранжировать качество изображения сегментов, то есть 1-е место-F; 2-е место-N; 3-е место-E.

Вместо значения оценки каждому из экспертов предлагалось обозначить изображения в «триплете» (см. рис. 1.) в порядке ухудшения качества или; при отсутствии различий, поставить между изображениями знак равенства. В этом случае, каждому из изображений присваивался балл. В случае если изображения были выстроены в порядке ухудшения качества, им назначались баллы 1, 2 и 3, соответственно. Для каждого из изображений была подсчитана общая сумма баллов. Изображения с минимальной суммой баллов были охарактеризованы как лучшие. Каждому из экспертов перед началом исследования был представлен ознакомительный материал в виде списка критериев качества органов грудной клетки, плакат, на котором были отмечены данные критерии. Серия предварительных тестов проводилась перед основным тестированием для того, чтобы убедиться, что эксперт корректно понял поставленную перед ним задачу и ознакомлен с методологией.

#### **Выбор больниц и экспертов для проведения исследования**

Данное исследование по оценке качества изображений органов грудной клетки проводилось на базе двух крупных университетских больниц в Санкт-Петербурге: Мариинской Больнице и клинике Военно-Медицинской Академии им. С.М. Кирова. Тринадцать радиологов из двух данных учреждений (десять из Мариинской больницы и три из Военно-Медицинской Академии) были приглашены для участия в исследовании: шестеро из них с опытом работы менее 10 лет, семь – более 10 лет. Снимки для анализа были получены с помощью четырех цифровых рентгеновских аппаратов с различными типами детекторов. Все аппараты производства «НИПК Электрон», Россия. Все эксперты имели опыт работы на выбранных моделях рентгеновских аппаратов.

#### **Получение изображений с использованием антропоморфного фантома**

Использование антропоморфного фантома позволило провести исследование с различными параметрами рентгеновской трубки, что было бы невозможным на пациентах. Данное исследование позволило использовать различные режимы съемки одного объекта. Эксперимент проводили на фантоме органов грудной клетки “Lungman” (Kyoto Kagaku Co, Япония), который представляет собой антропоморфный фантом [10, 11], симулирующий анатомию грудной клетки здорового мужчины (ростом 174 см, весом 75кг) без

патологических изменений. В ходе исследования фантом был позиционирован в стандартной задне-передней проекции, согласно стандартному клиническому протоколу [5, 9]. Съемка фантом проводилась с использованием стандартного протокола для органов грудной клетки в передней проекции (60-120 кВ с инкрементом в 5кВ) и автоматическим контролем экспозиции. Было получено тринадцать изображений с каждого аппарата, было посчитано произведение дозы на площадь (ПДП) с использованием дозиметра ДРК-1 (Доза, Россия), интегрированного в рентгеновские аппараты. Перед проведением исследования дозиметры были откалиброваны изготовителем. Эффективная доза была рассчитана при помощи РСХМС (STUK, Финляндия), используя коэффициенты для тканей, описанные Международной комиссией о радиологической защите (ICRP) в публикации 103 [12].

### **Подготовка изображений и условий просмотра изображений**

Изображения фантома были экспортированы, как DICOM файлы с PACS сервера больницы. Для каждого рентгеновского аппарата были выделены 3 изображения, полученные при напряжении рентгеновской трубки 60 кВ, 90 кВ и 120 кВ. Изображения подвергались стандартной процедуре препроцессинга для органов грудной клетки. Возможности постобработки были исключены. Фрагменты изображений, согласно критериям, были вырезаны из общего снимка, расположены в случайном порядке и соединены с аналогичными фрагментами из других изображений с формированием «триплетов». В итоге было получено 25 отдельных «триплетов» для каждого рентгеновского аппарата (рис. 1). Изображения демонстрировались экспертам на диагностическом мониторе (NEC MD21GS-2MP-BB, 21 дюйм, с разрешением 3000×3000 пикселей), который был откалиброван перед исследованием. Все эксперты оценивали изображения в единственной комнате при стандартном внешнем освещении. Для каждого аппарата изображения были представлены в случайном порядке. Эксперты не были ограничены во времени при оценке снимков. Результаты оценки были записаны в стандартной форме без возможности исправить назначенные ранее оценки.

### **Статистический анализ**

Оценки, полученные при анализе «триплетов» были конвертированы в баллы и обработаны с использованием непараметрического теста Kruskal-Wallis, с помощью программного обеспечения Statistica 10. В качестве переменного показателя использовались назначенные баллы; напряжение на рентгеновской трубке было определено независимой величиной. Различия определялись, как значительные при  $p < 0,05$ . Были определены лучший и худший снимки [5].

Общий счёт баллов по рентгеновскому аппарату был получен в результате суммирования баллов по каждому из критериев каждым из экспертов. Результаты представлены на рис. 2 для каждого из значения напряжения рентгеновской трубки (60, 90, 120 кВ) и для каждого рентгеновского аппарата. Различия между напряжениями рентгеновской трубки не были статистически значимыми только для аппарата ФЦ ( $p = 0,6$ ). Протокол с напряжением трубки 60 кВ оказался лучшим для АРЦ1. Протокол с 120 кВ оказался худшим для рентгеновского аппарата КРТ. Других статистически значимых различий для этих аппаратов выявлены не было. Для АРЦ2 статистически значимые различия были выявлены для всех трех режимов. Режим 60 кВ был выбран как лучший, 120 кВ – как худший. Среднее значение по отдельным критериям и другие статистические данные представлены на рис. 2 и в табл. 3. Значение экспозиции (мАс), ПДА ( $\text{Гр}\cdot\text{см}^2$ ) и

эффективной дозы (мкЗв) для режимов 60, 90, 120 кВ представлены в табл. 4. Эффективная доза была рассчитана на основе ПДП для взрослого человека [12].

### **Обсуждение выбранного метода оценки качества рентгеновских изображений**

В российской радиологической практике в среднем отсутствует стандартный подход в оценке качества и в описании изображений. Так большая часть рентгенологов зачастую сразу оценивает изображение в целом, не разделяя его на отдельные структуры, и основывают своё мнение на первом впечатлении о снимке. Другим важным фактором является то, что большая часть рентгенологов в повседневной работе встречается, как с цифровыми, так и с пленочными снимками. Цифровые рентгенограммы низкого качества могут получать удовлетворительные оценки из-за того, что имеют большую диагностическую ценность, чем многие пленочные снимки, особенно выполненные в реанимации на передвижной рентгенотехнике. Это снижает планку требований к качеству цифровых рентгенограмм. В подобном случае использование метода ИС может приводить к ошибочным результатам. Как было указано ранее, при предварительных тестах, которые были основаны на методе ИС, все изображения получили как минимум удовлетворительную оценку, без существенных различий между исследованиями с разными параметрами (данные не представлены). Подход, когда эксперт размещает снимки в порядке приоритета визуализации различных структур, выглядит более корректным [5, 13]. Сегментация изображений, представление только вырезанных фрагментов является вынужденной мерой для проведения исследования. Несмотря на сложности с предварительной работой, а также на исключение привычных в работе возможностей постобработки, данный подход представляется эффективным решением для концентрации внимания экспертов на область интереса [2]. Использование антропоморфного фантома было хорошо воспринято экспертами для оценки анатомических структур без патологических изменений. Также использование фантома позволило эффективно сравнить различные протоколы проведения съёмки на разных рентген-аппаратах без сложностей с этической стороны [10].

### **Качество изображений и дозовая нагрузка при выборе значения напряжения рентгеновской трубки**

Принято считать, что диагностическое качество изображений снижается с повышением энергии пучка рентгеновского излучения за счет снижения уровня контраста между тканями [5, 7]. Результаты данного исследования подтверждают данное предположение. Для трех из 4-х рентген-аппаратов и по мнению большинства экспертов, режимы 60 и 90кВ обладали наиболее низким общим счётом (более высокое качество), режим 120 кВ - более высоким счётом (более низкое качество) (рис.1.) Для аппарата ФЦ различия между протоколами исследования не были статистически значимыми. Также следует отметить что консенсус между экспертами был достигнут только для изображений, полученных на АРЦ2 (с плоскопанельным детектором). Для большинства критериев не удалось выявить статистически значимых различий, однако в случаях, когда они были выявлены, то следовали определенному тренду, что видно по данным в табл. 2 и рис. 2. Изображения, полученные при 60 кВ чаще обозначены, как лучшие, а при 120 кВ, как худшие для большей части критериев. В соответствии с нашими ожиданиями критерии оказались разделены на 3 группы: лучше визуализируемые при низком напряжении (1, 2, 4, 5, 10); лучше визуализируемые при высоком напряжении (8, 11, 12) и критерии, независимые от напряжения рентгеновской трубки (3, 6, 7, 9) (табл. 1.) Подобная группировка была

основана на анатомии структур и локализации значимых областей. Анатомические структуры, которые суммируются с крупными и плотными объектами (грудной отдел аорты, ткани позади грудины и тени сердца), как ожидалось, будут лучше визуализироваться при высоком напряжении трубки; наоборот, мягкие структуры, как легочная паренхима, будут лучше дифференцироваться при низком напряжении. Ожидалось, что различия в выставляемых экспертами баллах для данных структур будут различаться. В соответствии с результатами эксперимента (табл. 2. и рис. 2.) низкое напряжение (60 и 90 кВ) оказалось предпочтительным для всех трех групп критериев, что противоречило ожиданиям для групп 2 и 3. Только отображение критериев 7 и 9 подтвердили наши ожидания. Выявить различия между рентгенологами, работающими в двух больницах, а также различия на основе количества опыта работы, не удалось в данном исследовании.

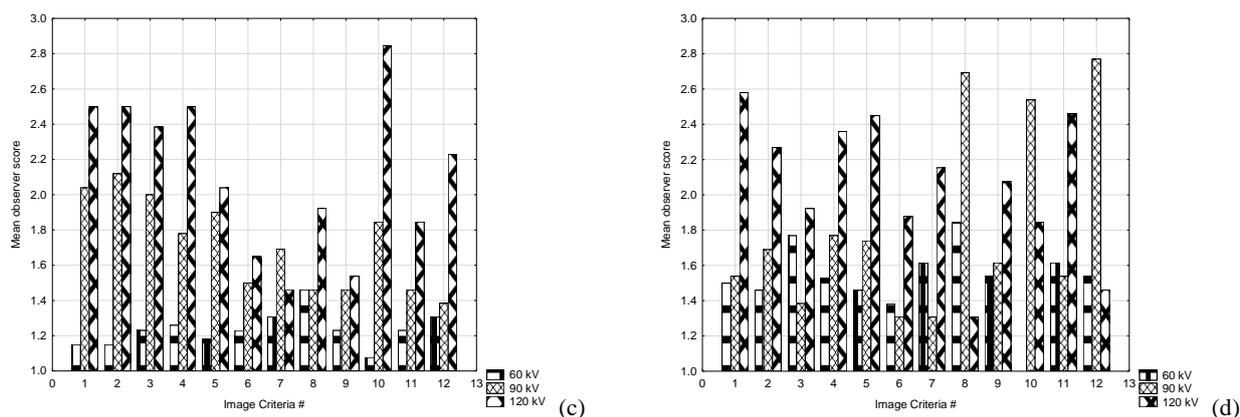


Рис. 2. Средние значения критериев качества изображения для ФЦ (а), АРЦ1 (б), АРЦ2 (с) и КРТ (д). Оценки изображений для субрегионов были усреднены в баллы для всего региона.

Наилучшему качеству изображения соответствует наименьшее количество баллов изображения.

Таблица 3.

Сравнение статистической значимости изображений для 12 критериев по каждому рентгеновскому аппарату. Понятие лучшего и худшего изображений основывается на сумме критериев со статистической разницей. Результаты сравнения признаков без статистических различий ( $p > 0.05$ ) обозначены как NS (non-significant).

Критерий	ФЦ		АРЦ1		АРЦ2		КРТ	
	Лучший	Худший	Лучший	Худший	Лучший	Худший	Лучший	Худший
1	90	NS	NS	NS	60	NS	NS	120
2	NS	NS	60	NS	60	NS	NS	120
3	90	NS	NS	NS	60	NS	NS	NS
4	NS	NS	60	NS	60	120	NS	120
5	NS	NS	60	NS	60	NS	NS	120
6	NS							
7	NS	120						
8	60	NS	120	NS	NS	NS	120	90
9	NS							
10	NS	NS	NS	NS	60	NS	60	NS
11	NS	NS	NS	60	NS	NS	NS	120
12	NS	NS	NS	NS	NS	120	NS	90

Предпочтения низковольтного режима может быть объяснено рядом факторов. Во-первых, рентгенологи в обеих больницах чаще используют режимы с 70-100кВ для работы с пациентами, и, возможно, выше оценивают «знакомые» изображения. Во-вторых, рентгенологи интерпретируют понятие «лучший» снимок не как «максимально информативный», а скорее как «наиболее приятный» снимок. Несмотря на усилия по концентрации внимания на ключевых областях, можно предположить, что оценка производилась в том числе по общему впечатлению. Изображения, полученные при напряжении 60 кВ, содержат больше деталей и более контрастны, в сравнении с остальными, что можно объяснить оптимальной энергией пучка рентгеновского излучения для детекторов CCD и CsI, в сравнении с пленочной рентгенографией. Результаты, полученные для аппарата АРЦ2 совпадают с работой Uffman et al.[7]. Режим низкого напряжения (90 кV) оказался более информативен в сравнении с режимами 121 и 150 кВ при использовании плоскопанельного детектора.

Для более корректного сравнения протоколов было необходимо дать оценку дозовой нагрузки за исследование. Как видно по данным табл.4, ПДП и эффективная доза для режима 60 кВ выше в 1,5-2 и 2-2,5 раза, соответственно режимам 90 и 120 кВ. В этом случае использование высоковольтных режимов предпочтительно, с учетом того, что скрининговые исследования проводятся для здоровых пациентов. Одним из логичных выводов служит рекомендация использовать высоковольтный режим для аппаратов с CCD-матрицей и инвестировать в установку плоских панелей для улучшения рентгеновских аппаратов.

Таблица 4.

Сравнение значений экспозиции (мАс), ПДП (Гр\*см<sup>2</sup>) и эффективной дозы (мкЗв) для фантома органов грудной клетки “Lungman”. Изображения получены при автоматическом контроле экспозиции на 60, 90 и 120 кВ.

	ФЦ			АРЦ1			АРЦ2			КРТ		
	мАс	ПДП	Еэф									
60 кВ	51.2	0.76	85	23.3	1.1	121	24.9	0.62	69	13.7	0.14	17
90 кВ	9.28	0.42	73	5.7	0.61	108	6.4	0.36	63	2.2	0.6	11
120 кВ	3.72	0.29	63	2.2	0.38	83	2.5	0.22	48	0.7	0.3	7.8

#### ВЫВОДЫ:

1. Мы предложили метод оценки качества рентгенограмм с использованием антропоморфного фантома. Метод основан на комбинации VGA и IC методов и позволяет, как давать оценку изображению в целом, так и оценивать различные анатомические области. Метод может быть использован для сравнения различных рентгенологических режимов исследований.

2. Сравнение рентгенограмм антропоморфного фантома показали, что изображения, полученные при низких значениях напряжения (60 и 90 кВ), более предпочтительны в сравнении с высоковольтным режимом (120 кВ).

3. Высокая вариабельность в оценках экспертов показала значительные различия в образовании и опыте работы экспертов.

4. Использование протокола рентгенографии, который предпочтителен для большей части рентгенологов, существенно повысит дозовую нагрузку на пациентов (в 2-2,5 раза в сравнении с режимом 120 кВ).

5. Мы предлагаем использовать низкодозовые протоколы (120 кВ) для рентген-аппаратов с CCD-матрицей, в то время, как на аппаратах с плоской панелью может быть использован протокол с низким напряжением (60 кВ).

#### Литература.

1. Wouter JHV, Lucia JMK, Jacob G: Dose and perceived image quality in chest radiography. Eur. Radiol. 72,209–217 (2009).
2. Tingberg, A. “Quantifying the Quality of Medical X-Ray Images: An Evaluation Based on Normal Anatomy for Lumbar Spine and Chest Radiography.” Ph.D. Thesis, Lund University, Malmö, 2000.
3. Tapiovaara, M. Image Quality Measurements in Radiology. Rad. Prot. Dosim. 117(1–3), 116–19 (2005).
4. Chakraborty DP, Berbaum KS.: Observer studies involving detection and localization: modelling, analysis, and validation. Med. Phys. 31(8), 2313–30, (2004).
5. Image Quality in Chest Radiography. Journal of the ICRU 3.2003,2, n.d.
6. B Lanhede, M Båth, S Kheddache, et al. The influence of different technique factors on image quality of chest radiographs as evaluated by modified CEC image quality criteria. Br J Radiol 75(889), 38–49 (2002).
7. Uffmann, M., Neitzel, U., Prokop, M., Kabalan, N., Weber, M., Herold, C.J., Schaefer-Prokop, C. Flat-Panel–Detector Chest Radiography: Effect of Tube Voltage on Image Quality. Radiology 235, 642–650. (2005).
8. Carmichael, J.H.E, European Commission, and Science, Research, and Development Directorate-General XII. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Luxembourg: EUR-OP, (1996).
9. Abduraimov A. B. National guidelines on X-ray diagnostics and therapy. GEOTAR-Media, Moscow, Russia, (2013).
10. DeWerd, Larry A., and Michael Kissick, eds. The Phantoms of Medical and Health Physics. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. (New York, NY: Springer New York), (2014).
11. Chest phantom N1 user manual, [http://www.kyotokagaku.com/products/detail03/pdf/ph-1\\_manual.pdf](http://www.kyotokagaku.com/products/detail03/pdf/ph-1_manual.pdf)
12. Tapiovaara M., Siiskonen T. PCXMC. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. STUK-A231. Helsinki (2008).

## **МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОЙ ДОЗЫ У ПАЦИЕНТОВ В КОМПЬЮТЕРНОЙ-ТОМОГРАФИИ НА ПРИМЕРЕ ИССЛЕДОВАНИЙ ВСЕГО ТЕЛА**

*Чипига Л.А., Шлеенкова Е.Н. (ФБУН научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В.Рамзаева)*

### **Введение**

В связи с интенсивным развитием в Российской Федерации позитронно-эмиссионной томографии, совмещенной с компьютерной томографией (ПЭТ/КТ) существует необходимость в оценке эффективной дозы у пациентов при проведении компьютерно-

томографического (КТ) сканирования всего тела (голова + туловище). В МУ 2.6.1. 2944-11 не указаны значения коэффициентов перехода для процедуры сканирования всего тела. Целью настоящей работы была оценка эффективной дозы при сканировании всего тела у взрослых и педиатрических пациентов с помощью фантомных экспериментов и расчётными методами и выбор оптимально метода.

### Материалы и методы

Эффективные дозы были рассчитаны на основании значений органных доз и взвешивающих коэффициентов радиочувствительных органов из Публикации МКРЗ 60 и Публикации МКРЗ 103. Для оценки эффективной дозы у пациента необходимо знать значения поглощенных доз в различных органах и тканях тела.

Измерения органных доз и расчет эффективной дозы проводились с использованием трех антропоморфных гетерогенных фантомов, представляющих годовалого, 5-летнего [1] и взрослого стандартных пациентов [2]. Фантомы состояли из аксиальных срезов толщиной 25 мм с отверстиями для позиционирования термолюминесцентных детекторов (ТЛ-детекторов). Для измерения органных доз в фантоме годовалого ребенка использовали 134 ТЛ - детектора, в фантоме 5-го ребенка – 176 ТЛ-детекторов и во взрослом фантоме – 370 ТЛ-детекторов. Оба детских фантома были сканированы на томографе Philips Ingenuity Healthcare (128 срезов). Взрослый фантом был сканирован на томографе Siemens Definition Flash (128 срезов. Зона сканирования фантомов была ограничена макушкой головы и верхней третью бедра. Параметры протоколов проведения исследований приведены в таблице 1.

В качестве расчётных методов оценки эффективной и органных доз использовали программы: СТ-Ехро 2.3.1 [3], VirtualDose [4] и NCICT beta version 1.00 [5].

Таблица 1.

Параметры протоколов КТ сканирования фантомов

Параметр	Годовалый	5-летний	Взрослый
Напряжение (кВ)	80	100	120
мАс*	95	95	200
Коллимация (N×T)** , мм	64×0.625	64×0.625	64×0.6
Время ротации трубки, с	0,4	0,4	0,5
Питч	1,015	1,015	1
Длина сканирования, мм	519	623	985
Диаметр сканирования, мм	500	500	500
$CTDI_{vol}^{***}$ , мГр	1,8	3,7	13,5
$DLP^{***}$ , мГр·см	106	233	1361

\* мА автоматическая модуляция силы тока была выключена

\*\* Коллимация определяется количеством слоев детекторов при сканировании (N) и толщиной каждого детектора (T)

\*\*\*  $CTDI_{vol}$  и  $DLP$  определены для дозиметрического фантома всего тела 320 мм

### Результаты и обсуждения

В таблице 2 приведены значения эффективных доз для трех возрастных групп пациентов при прохождении КТ-сканирования всего тела, полученных с использованием программ СТ-Ехро 2.3.1, VirtualDose и NCICT, а также методом прямых измерений органных доз в фантомах.

Значения эффективных доз для годовалого, 5-летнего и взрослого фантомов, полученных с помощью экспериментов и расчетными методами

Метод	Публикация МКРЗ	Годовалый	5-летний	Взрослый
TLD	МКРЗ 103	3,8	7,2	19,3
	МКРЗ 60	4,0	7,5	23,0
СТ-Ехро	МКРЗ 103	3,9	6,9	21,1
	МКРЗ 60	4,1	7,4	21,3
VirtualDose	МКРЗ 103	3,6	7,2	19,3
	МКРЗ 60	3,7	7,3	20,0
NCICT	МКРЗ 103	3,6	7,2	19,3
	МКРЗ 60	3,7	7,3	20,0

Значение эффективной дозы, полученной с использованием СТ-Ехро согласно Публикации МКРЗ 103 было ниже эффективной дозы, полученной с помощью прямых измерений для 5-летнего фантома на 4%, для годовалого и взрослого фантомов эффективные дозы, полученные по СТ-Ехро были выше на 3% и 9%, соответственно. Значения эффективной дозы, полученные с использованием СТ-Ехро согласно Публикации МКРЗ 60 были выше на 5% для годовалого фантома и ниже на 2% и 8% для 5-летнего и взрослого фантомов, соответственно.

Значение эффективной дозы, полученной с использованием NCICT согласно Публикации МКРЗ 103 было ниже эффективной дозы, полученной с помощью прямых измерений для годовалого, 5-летнего и взрослого фантомов на 5%, 0% и 0%, соответственно. Значения эффективной дозы, полученные с использованием NCICT согласно Публикации МКРЗ 60 были ниже на 7%, 3% and 13% для годовалого, 5-летнего и взрослого фантомов, соответственно.

Значение эффективной дозы, полученной с использованием VirtualDose согласно Публикации МКРЗ 103 было ниже эффективной дозы, полученной с помощью прямых измерений для годовалого, 5-летнего и взрослого фантомов на 5%, 0% и 0%, соответственно. Значения эффективной дозы, полученные с использованием VirtualDose согласно Публикации МКРЗ 60 были ниже на 7%, 3% and 13% для годовалого, 5-летнего и взрослого фантомов, соответственно.

### Выводы

Сравнение методов показало хорошую сходимость результатов оценки значений эффективной дозы расчетными программами и прямым измерением органных доз в антропоморфных фантомах (расхождение не превышало 10%). Эффективные дозы, полученные программами NCICT и VirtualDose показали одинаковые значения для трех возрастных групп пациентов. Результаты данной работы показали возможность использования программ СТ-Ехро, NCICT и VirtualDose для оценки эффективной дозы пациентов разных возрастных групп при КТ сканировании всего тела. Метод прямых измерений органных доз в антропоморфном фантоме является наиболее дорогим, трудо- и время затратным, однако может быть использован для проверки других методов оценки доз.

### Литература.

1. Варченя В.Ж., Воеводина А.И., Губатова Д.Я. и др. Тканезквивалентные дозиметрические фантомы и измерение поглощенных органами доз при рентгенологических исследований детей. -Рига, Латвия. 1989. 93 с

2. Alderson S.W., Lanzl L.H., Rollins M., Spira I. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. // American Journal of Roentgenology. 1962. Vol.87. P.185-195.

3. W. A. Kalender, B. Schmidt, M. Zankl (et al.). A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. European Radiology -1999. Vol. 9. -P. 555-562.

4. Aiping Ding, Yiming Gao, Haikuan Liu, Peter F Caracappa, Daniel J Long, Wesley E Bolch, Bob Liu and X George Xu. VirtualDose: a software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients. Phys. Med. Biol. 60 (2015) 5601–5625.

5. C. Lee, K.P. Kim, W.E. Bolch (et al.). NCICT: a computational solution to estimate organ doses for pediatric and adult patients undergoing CT scans. Journal of Radiological Protection -2015. Vol. 35. -P. 891–909.

## **ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТОВ ПЕРЕХОДА ОТ ПРОИЗВЕДЕНИЯ ДОЗЫ НА ПЛОЩАДЬ К ЭФФЕКТИВНОЙ ДОЗЕ ДЛЯ РЕНТГЕНОСКОПИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ЖЕЛУДКА С БАРИЕВЫМ КОНТРАСТОМ**

**Водоватов А. В. (ФБУН научно-исследовательский институт радиационной гигиены  
имени профессора П.В.Рамзаева)**

**Камышанская И.Г., Зинкевич К.В.**

**(Санкт-Петербургский Государственный Университет)**

Рентгеноскопические исследования вносят существенный вклад в статистику РРИ в Российской Федерации – 2.1 млн. исследований за 2014 г., соответствующие вкладу в 8.8% в коллективную дозу населения РФ от медицинского облучения [1]. Данные исследования широко распространены и выполняются практически в каждом медицинском учреждении (МУ).

Определение и оценка эффективной дозы применительно к рентгеноскопическим исследованиям затруднены. Большинство существующих программ для расчета эффективных доз с использованием метода Монте-Карло разработаны для рентгенографических исследований и не предназначены для условий непрерывного облучения пациента.

Общепринятым подходом к определению эффективной дозы от рентгеноскопических исследований является использование коэффициентов перехода, соотносящих эффективную дозу с физическими величинами, характеризующими поле ионизирующего излучения: произведением дозы на площадь (ПДП), или входной дозой (ВД). Данные коэффициенты представлены в МУ 2.6.1.2944-11 [2]. Однако, использование данных коэффициентов на практике ограничено по следующим причинам:

- коэффициенты представлены для одного размера поля, практически не используемого в текущей практике;
- коэффициенты представлены для ограниченного диапазона напряжения;
- коэффициенты представлены для облучения пациента в задне-передней проекции.

Коэффициенты перехода должны основываться на измеряемых дозиметрических характеристиках (ПДП, ВД) и учитывать следующие параметры:

- структуру рентгеноскопического исследования (количество этапов исследования, размер поля и геометрию облучения для каждого этапа);
- параметры проведения исследования, характеризующие энергию пучка рентгеновского излучения (напряжение на трубке и толщину полной фильтрации);
- положение пациента относительно рентгеновского излучателя (преимущественное облучение в передне-задней или задне-передней проекции).

Целью данной работы являлось определение коэффициентов перехода от ПДП к эффективной дозе для рентгеноскопических исследований пищевода, желудка и кишечника.

Методика расчета эффективной дозы была разработана на базе программного обеспечения (ПО) РСХМС 2.0, разработанное финским агентством по радиационной и ядерной безопасности (STUK) [3].

Основной задачей разработки модели рентгеноскопических исследований являлось упрощение процесса рентгеноскопии и сведение её к совокупности отдельных полей облучения. Для этого рентгеноскопические исследования пациентов были разделены по этапам просвечивания и выполненным рентгеновским снимкам. В рамках каждого этапа процесс непрерывного просвечивания пациента был преобразован в дискретный набор отдельных полей облучения для ПО РСХМС, в рамках которых условия облучения пациента не изменялись.

В том случае, если существенного движения трубки (изменения положения поля облучения) в рамках отдельного этапа просвечивания не происходило, данный этап описывался одиночным полем облучения (простой этап). При этом его центр соответствовал расположению определённого внутреннего органа/анатомической области интереса. Если перемещение трубки было существенно, то данный этап описывался совокупностью полей облучения, каждое из которых соответствовало отдельной анатомической области интереса (комплексный этап). При этом при определении полей облучения принималось, что передвижение трубки по телу пациента осуществлялось равномерно, прямолинейно, с одинаковой скоростью и мощностью дозы.

Геометрические размеры полей облучения в РСХМС были выбраны идентичными размерам полей облучения пациентов, установленных медицинским персоналом при проведении исследования. Проекция полей облучения в РСХМС соответствовали реальному расположению пациента в процессе данного этапа рентгеноскопического исследования. При этом учитывалась только та проекция, в которой пациент находился большую часть времени (без учета промежуточных движений/положений). Углы поворота пациента при проведении просвечивания в косых проекциях были упрощены и приняты за кратные  $45^\circ$ .

Совместно со специалистами СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница» были определены координаты основных внутренних органов и анатомических зон интереса, облучаемых при проведении рентгеноскопических исследований желудка. Для описания комплексных этапов просвечивания были выбраны стандартизированные наборы анатомических зон интереса (координат центров полей облучения). В качестве координат центров полей облучения для рентгеновских снимков использовались координаты конечных полей облучения для соответствующих этапов рентгеноскопии.

В данном исследовании были обследованы выборки пациентов, которым были выполнены рентгеноскопические исследования желудка. Данные были собраны на базе двух рентгеновских кабинетов (хирургического и терапевтического отделений) СПб ГБУЗ

«Городская Мариинская больница». Всего данные были собраны по 15 и 26 пациентам соответственно.

Все исследования были выполнены на цифровых рентгеновских аппаратах КРТ-Электрон оснащенных усилителем рентгеновского изображения УРИ-612 с преобразователем (РЭОП) диаметром 12 дюймов (хирургическое отделение) и 16 дюймов (терапевтическое отделение) с ПЗС матрицей 1024x1024 пикселей.

Рентгеноскопическое исследование пациентов осуществлялось в стандартном режиме с включенным автоматическим контролем яркости (АКЯ). Значения анодного напряжения и силы тока изменялись в реальном времени в соответствии с толщиной и плотностью области исследования пациента. Полная фильтрация рентгеновского аппарата составляла 5 мм Al; максимальный размер поля для аппарата КРТ-Электрон, установленного на хирургическом отделении, составлял 28x28 см; для аппарата на терапевтическом отделении – 35x40 см.

Для каждого пациента была определена структура проведения исследования: диагноз, количество выполненных этапов рентгеноскопии и количество рентгеновских снимков, тип использованного контраста. Для каждого рентгеновского снимка регистрировались анодное напряжение (кВ), размер поля (см<sup>2</sup>) и ПДП (сГр·см<sup>2</sup>). Для каждого этапа рентгеноскопии регистрировались положение пациента, проекция и угол поворота трубки, анодное напряжение (кВ), время облучения (с), скорость просвечивания (кадров/с) и суммарное ПДП за этап (сГр·см<sup>2</sup>). Данные параметры фиксировались вручную в специально разработанную анкету. Следует отметить, что анодное напряжение изменялось в процессе просвечивания пациента в режиме реального времени в рамках одного этапа вследствие работы с АКЯ; регистрировались начальное, конечное и промежуточные.

Для каждого пациента определялись эффективные дозы и коэффициенты перехода как для реальных геометрий облучения (соответствующих расположению рентгеновской трубки над декой стола), так и для инвертированных геометрий облучения (соответствующих гипотетическому расположению трубки под столом).

В качестве базовой дозовой величины для определения эффективной дозы использовалось ПДП. При этом для простых этапов значение ПДП, для выбранного поля облучения, соответствовало полному ПДП за данный этап просвечивания. Для комплексных этапов принималось, что облучение пациента в рамках данного этапа происходило равномерно. ПДП для каждого поля облучения определялось по формуле 1:

$$ПДП_{поле} = \frac{ПДП_{этап}}{n} \quad (1)$$

где n – число установленных полей облучения для данного этапа. Эффективные дозы за рентгеновские снимки определялись отдельно.

Эффективные дозы определялись с использованием взвешивающих коэффициентов из 60 публикации МКРЗ [4]. Эффективная доза за этап просвечивания определялась как сумма эффективных доз за каждое из полей облучения, включенных в данный этап.

Для каждого пациента для каждого этапа просвечивания и рентгеновского снимка для всех проекций были установлены коэффициенты перехода от ПДП к эффективной дозе согласно формуле 2:

$$K_{60} = \frac{E_{60}}{ПДП} \cdot 1000, \frac{мкЗв}{сГр \cdot см^2} \quad (2)$$

где – эффективная доза за этап просвечивания или рентгеновский снимок.

Определение коэффициентов перехода производилось по следующей схеме [5]:

- определение эффективных доз и коэффициентов перехода для каждого этапа просвечивания/рентгеновского снимка для каждой проекции для каждого пациента;
- определение средних коэффициентов перехода для выбранных значений анодного напряжения для каждой проекции для всей выборки пациентов;
- определение процентного вклада каждой из проекций в суммарное ПДП для всей выборки пациентов;
- определение среднего коэффициента перехода для данного рентгеноскопического исследования по формуле 3:

$$K_{60} = \sum_{\text{проекция}} \frac{ПДП_{\text{поле}}}{ПДП_{\text{проекция}}} \cdot K_{\text{проекция}} \quad (3)$$

где:  $K$  – итоговый коэффициент перехода для всего исследования в целом, определенный с использованием взвешивающих коэффициентов из 60 публикации МКРЗ,  $ПДП_{\text{полное}}$  – суммарное ПДП за все этапы и снимки рентгеноскопического исследования для всех проекций для всей выборки пациентов,  $\text{сГр}\cdot\text{см}^2$ ;  $ПДП_{\text{проекция}}$  – суммарное ПДП за все этапы и снимки рентгеноскопического исследования для выбранной проекции для всей выборки пациентов,  $\text{сГр}\cdot\text{см}^2$ ;  $K_{\text{проекция}}$  – коэффициент перехода для данной проекции для выбранного значения анодного напряжения для всей выборки пациентов, определенный с использованием взвешивающих коэффициентов из 60 публикации МКРЗ.

Сведения о режимах выполнения рентгеноскопии желудка представлены в таблице 1.

Таблица 1.

Параметры проведения рентгеноскопии желудка

Отделение	Хирургическое	Терапевтическое
Количество этапов рентгеноскопии	8,7±3,4 <sup>1</sup> (3-16)	17±5,5 (6-28)
Количество снимков	7±4 (0-15)	6,3±1,9 (4-12)
Среднее напряжение, кВ	87±9 (48-131)	90±11 (59-125)
Скорость съемки, кадров/с	5±1,7 (2,5-10)	1,7±0,6 (1,3-2,5)
Полное время рентгеноскопии, с	199±89 (86-424)	222,8±78,9 (98,2-378,9)

<sup>1</sup>Здесь и далее данные приводятся в формате: среднее±стандартное квадратичное отклонение; диапазон выборки.

Сведения о ПДП и эффективных дозах для разных условий облучения представлены в таблице 2.

Таблица 2.

Сводная информация о дозах пациентов для различных условий облучения

Отделение	Хирургическое	Терапевтическое
ПДП за все этапы рентгеноскопии, сГр*см <sup>2</sup>	710±454 (244-1963)	3038±2079 (316-9526)
ПДП за все снимки, сГр*см <sup>2</sup>	103±187 (0-748)	353±365 (0-1535)
ПДП за все исследование, сГр*см <sup>2</sup>	782±460 (260-2048)	3392±2340 (316-10309)
Эффективная доза для трубки над столом, мЗв	8,7±6,4 (0,7-27,6)	1,9±1,4 (0,7-7,9)
Эффективная доза для трубки под столом, мЗв	6,9±5,2 (0,8-21,4)	1,2±0,9 (0,5-5,3)

Сведения об итоговых коэффициентах перехода для рентгеноскопии желудка с контрастом представлены в таблице 3.

Таблица 3

Коэффициенты перехода от ПДП в эффективной дозе для различных условий облучения

Источник	К перехода от ПДП к эфф. дозе для трубки над столом, мкЗв/сГр*см <sup>2</sup>	К перехода от ПДП к эфф. дозе для трубки под столом, мкЗв/сГр*см <sup>2</sup>
МУ 2.6.1.2944-11	-	1,6
Хирургическое отделение	2,6	2,0
Терапевтическое отделение	3,8	2,5

Представленный в данной работе подход к расчету эффективных доз от рентгеноскопических исследований является оптимальным по соотношению точности и сложности сбора исходных параметров. Предложенная модель может быть легко адаптирована под особенности выполнения любого исследования, предусматривающего процесс непрерывного облучения пациента (ангиографии, интервенционные исследования). При этом учитываются все основные параметры проведения исследования (геометрия облучения, структура исследования, энергия рентгеновского пучка).

В отличие от альтернативных подходов к определению эффективных доз от рентгеноскопических исследований, как правило использующих только одно поле для описания исследования, предложенная методика предусматривает использование набора из нескольких полей для каждого этапа. Данное обстоятельство особенно актуально для описания обзорных рентгеноскопий верхнего отдела ЖКТ и рентгеноскопий пищевода, при которых пациент облучается от глотки до желудка. Немаловажным достоинством является использование стандартизированного набора координат центров полей облучения для выбранных комплексных этапов рентгеноскопии, что позволяет обеспечить воспроизводимость результатов при использовании иного программного обеспечения для расчета эффективной дозы.

Следует отметить ярко выраженную зависимость коэффициентов перехода как от геометрии облучения пациента (анатомической области, проекции и размера поля), так и от энергии пучка (напряжения). Существенные различия между коэффициентами перехода для

разных проекций будут обуславливать различия между коэффициентами перехода для всего исследования в целом при использовании различных методологий проведения исследования. Максимальные значения коэффициентов перехода соответствуют максимальному напряжению и минимальному размеру поля.

Полученные коэффициенты перехода существенно отличаются от коэффициентов перехода, представленных в МУ 2.6.1.2944-11. Различия могут быть объяснены упрощенным представлением процесса рентгеноскопии в данном нормативном документе, а также использованием ограниченного набора полей облучения, проекций и диапазона напряжения.

Литература.

1. Дозы облучения населения Российской Федерации по итогам функционирования ЕСКИД в 2002-2015 гг. / Информационный сборник.- СПб.: НИИРГ, 2015.- 40 с.
2. Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях МУ 2.6.1.2944-11. М. Роспотребнадзор. 2011.
3. M. Tapiovaara, T. Siiskonen. PCXMC: A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed.). – Helsinki.: STUK, 2008. – 52 p.
4. ICRP. Publication 103. Recommendations of the ICRP. Annals ICRP, vol.37/2-4, 2008.
5. Evaluation of organ and effective doses during paediatric barium meal examinations using PCXMC 2.0 Monte Carlo code / E. Yakoumakis [и др.] // Radiat Prot Dosimetry. - 2015. - Т. 163. - №2. - С. 202-209.

## **НОВЫЕ ПОДХОДЫ К СОЗДАНИЮ РЕНТГЕНОВСКИХ СЕПАРАТОРОВ АЛМАЗОВ**

*Романовская Т.Е., Жогин И.Л.,  
Владимиров Е.Н., Романовский Ю.А. (АО НПП «Буревестник»)  
Тимофеев Г.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

В настоящее время в практике промышленного излучения алмазов сложились несколько основных методов (методик), характеризующихся физическим параметром алмаза, отличающих его от сопутствующей (вмещающей) породы:

- сепарация по плотности;
- рентгенолюминесцентная (РЛ) сепарация;
- рентгеноабсорбционная (рентгенографическая - РГ) сепарация
- адсорбция.

Каждая из методик имеет свои преимущества и недостатки. Не останавливаясь на них подробно, рассмотрим только «рентгеновские» методики, над созданием аппаратуры для которых работает НПП «Буревестник».

Первые промышленные сепараторы алмазов – РЛ по принципу действия, были выпущены и внедрены на месторождения в Якутии почти полвека назад. Широкое внедрение компьютерной техники наряду с использованием импульсного рентгеновского возбуждения люминесценции позволило изучить и типизировать кинетику РЛ алмазов. Был выявлен [1] и

применен в аппаратуре набор описателей: численных параметров, позволяющих выделить алмазы из потока алмазосодержащей породы. Этот набор базируется на наличии в РЛ-сигнале двух составляющих: быстрой и медленной компонент. Первая существует только во время импульса, возбуждающего излучение, а вторая, т.н. «медленная» компонента разгорается во время импульса, а затем затухает после его окончания.

Выход сепараторов НПП «Буревестник» на африканский рынок обратил внимание разработчиков НПП «Буревестник» на алмазы т.н. II типа, характеризующиеся нетипичной кинетикой люминесценции, что ограничило применимость упомянутой выше методики. Попытки адаптировать её, используя оценку только быстрой компоненты люминесценции [2], результатов не дали. К сожалению, использование натолкнулось на ряд технических трудностей, связанных с сопутствующей люминесценцией воздуха и минералов.

Продолжая работу над развитием РЛ сепарации, НПП «Буревестник» обратилось к созданию аппаратуры для рентгеноабсорбционной или, по другой терминологии, рентгенографической сепарации, принцип которой базируется на различии поглощения рентгеновского излучения алмазом и сопутствующими минералами. Основное преимущество этой методики перед РЛ обогащением - применимость как для алмазов I типа, так и II типа (т.н. безазотных). Для исследования возможностей РГ- сепарации была проведена совместная работа с кафедрой электроники СПбГУ «ЛЭТИ».

Изображение участка алмазосодержащей породы, получаемое при РА способе сепарации, представляет собой совокупность пятен (теней) от отдельных частиц породы различной яркости (плотности почернения). Алмазы обладают меньшим атомным номером ( $Z=6$ ) по сравнению с другими составляющими алмазосодержащей породы ( $Z_{cp}=11$ ) и меньше ослабляют рентгеновское излучение. Поэтому изображение алмаза в общем случае имеет большую плотность почернения на изображении участка потока.

Как известно, величина ослабления интенсивности рентгеновского излучения объектом зависит от атомного номера вещества объекта и его толщины, а также от энергии квантов рентгеновского излучения:

$$I_d = I_o \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (1)$$

где  $I_d(E)$  – интенсивность излучения, прошедшего через объект;  $I_o(E)$  – интенсивность излучения, падающего на объект;  $\mu(E)$  – коэффициент ослабления излучения, зависящий от атомного номера вещества ( $Z$ ) и энергии излучения ( $E$ );  $d$  – толщина объекта.

Однако даже в пределах одного класса крупности алмазосодержащей породы могут встречаться алмазы и отдельные частицы породы, например, чешуйки слюды, для которых произведения коэффициента ослабления на толщину для некоторых значений энергии будут равны

$$\mu_{алм} \cdot d_{алм} = \mu_{пор} \cdot d_{пор}$$

Это приведет к ложным обнаружениям. Для устранения этого крайне нежелательного эффекта предложен т.н. двухэнергетичный метод, характеризующийся [3] рентгенооптической схемой рис. 1

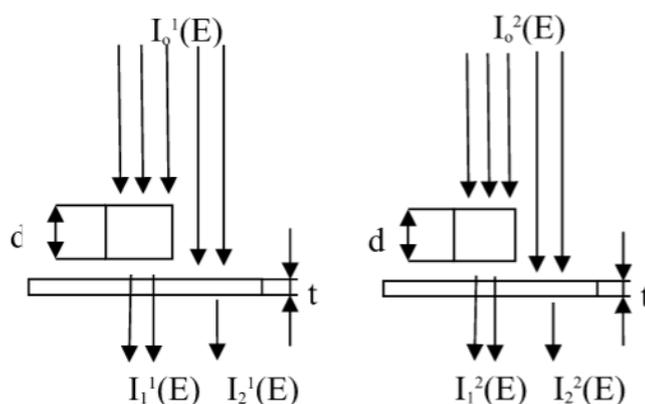


Рис. 1. Рентгенооптическая схема РГ сепаратора.

Объект толщиной «d», перемещаясь на ленте транспортёра, последовательно проходит зону облучения двумя энергиями. Надстрочный индекс «1» соответствует относительно низкой энергии излучения, а индекс «2» - относительно высокой. Интенсивности прошедшего через объект и транспортерную ленту излучения  $I_1$  и, соответственно, прошедшего через пустую ленту -  $I_2$ , регистрируются много-пиксельными детекторами на основе линейных фотодиодных массивов со сцинтилляторами.

На основе базового выражения (1) получено выражение (2), позволяющее сопоставить оценку поглощения объектом излучения разных энергий, чтобы исключить влияние его толщины.

$$R = \frac{\mu_k(E_1)}{\mu_k(E_2)} = \frac{\ln \frac{I_1(E_1)}{I_2(E_1)}}{\ln \frac{I_1(E_2)}{I_2(E_2)}} \quad (2)$$

Выражение получено в предположении, что зависимость коэффициента поглощения излучения  $\mu_k(E)$  частицей породы от энергии - известная величина. Соответственно, аналитический параметр R, полученный из этого выражения, как предполагается, должен зависеть только от материала (точнее, атомного номера) облучаемого объекта. Рассмотрим реальные результаты, полученные на макете РГ-сепаратора и представленные на рис.2

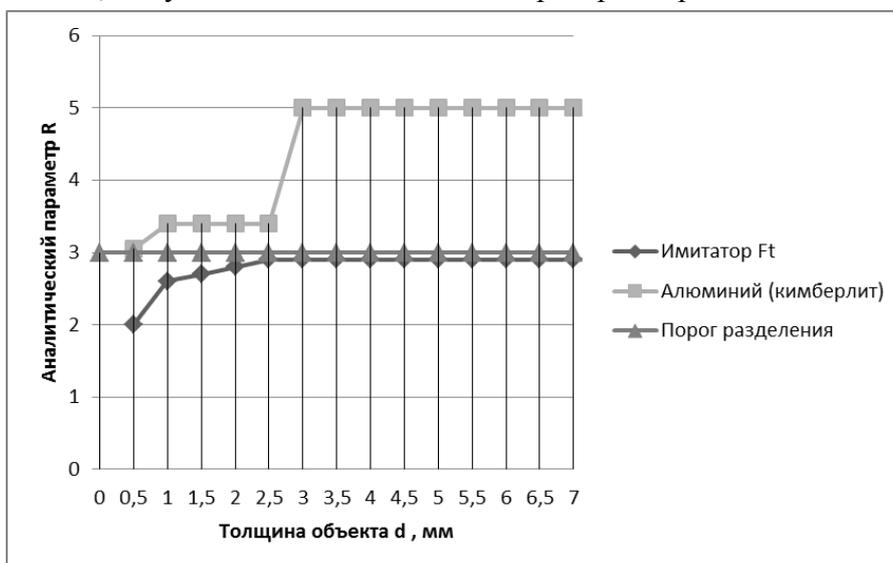


Рис.2 Зависимость усредненного аналитического параметра от толщины.

В качестве имитатора алмаза использовался «фторопласт» (Ft), а имитатора вмещающей породы – кимберлита – алюминий (Al). Здесь надо отметить, что РГ-сепаратор проектировался на класс (размер материала от - 6 до +3мм).

Были проведены испытания сепаратора на обогатительной фабрике на реальном алмазосодержащем концентрате классов крупности +2 – 3.15 мм и +3.15 – 5 мм., обрабатываемых на фабрике. Некоторые результаты испытаний приведены в таблице.

Таблица.

Результаты прямого опробования сепаратора

Показатели	Класс крупности -5.0 + 3.15 мм	Класс крупности -3.15 + 2.0 мм
Время работы, мин	3.6	5
Количество отсечек, шт.	476	1483
Масса пробы, г	1007	1003
Количество алмазов в концентрате, шт.	<b>67</b>	<b>60</b>
В т.ч.		
-6.7 +4.0 мм	9	0
-4.0 +3.15 мм	4	0
-3.15 + 2.0 мм	54	60
Количество алмазов в «хвостах», шт.	2	109
Количество отсечек на алмаз, шт.	7.1	24.7
<b>Извлечение алмазов, %</b>	<b>97.1</b>	<b>48.4</b>

Оценивая приведенные результаты, можно сделать вывод: число отсечек значительно превышает число извлеченных алмазов. По параметру сокращения РГ сепаратор на материале мелкого класса по селективности (числу отсечек на алмаз) уступает РЛ сепаратору. Это вполне согласуется с рис.2: аналитический параметр, рассчитанный для пластинки кимберлита толщиной менее 1мм, сравним с расчетными данными алмаза толщиной 5-7 мм и указывает, что математическая модель на основе аналитического параметра неудовлетворительно описывает различие характеристики поглощения излучения алмазом и минералами.

### Комбинированная методика

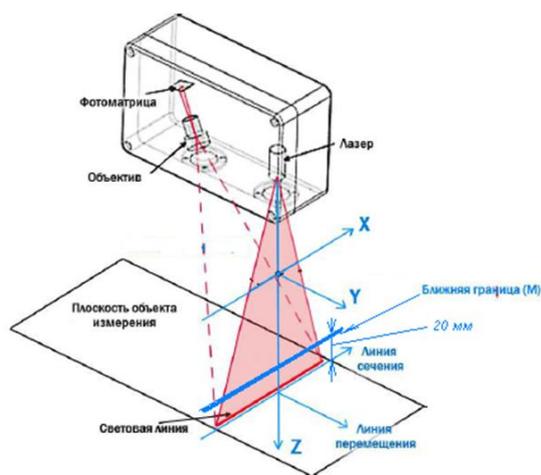


Рис. 3. Метод лазерной триангуляции.

На основе поиска и проверки более совершенной математической модели для двухэнергетичной регистрации была исследована комбинированная методика [4], совмещающая одноэнергетичную рентгеновскую регистрацию с непосредственным измерением второго параметра, входящего в выражение (1) – размера объекта в направлении рентгеновского луча. В качестве инструмента для этой цели был применен метод лазерной триангуляции, схематично представленный на рис. 3.

Наряду с регистрацией поглощения рентгеновского излучения с помощью размещенных под лентой транспортера фотодиодных линеек, синхронно с опросом

последних производится сканирование линии обзора рентгеновского детектора с помощью лазерного «высотомера», состоящего из излучателя и приемника - сканирующей камеры. Оба элемента высотомера размещены над лентой, как показано на рис. 4. Графическая диаграмма сигнала высотомера показана на рис.5.

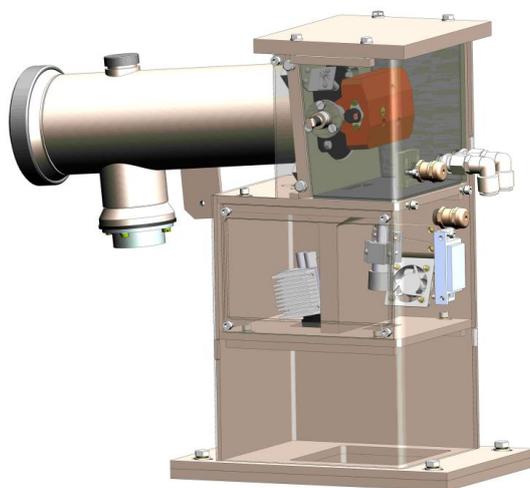


Рис. 4. Коллиматор с рентгеновской трубкой и узлами «высотомера». Рентгеновский детектор находится под лентой (не показан).

Основная сложность реализации комбинированной методики – высокие требования к синхронизации сигналов рентгеночувствительного детектора и высотомера по времени и по пространственному разрешению.

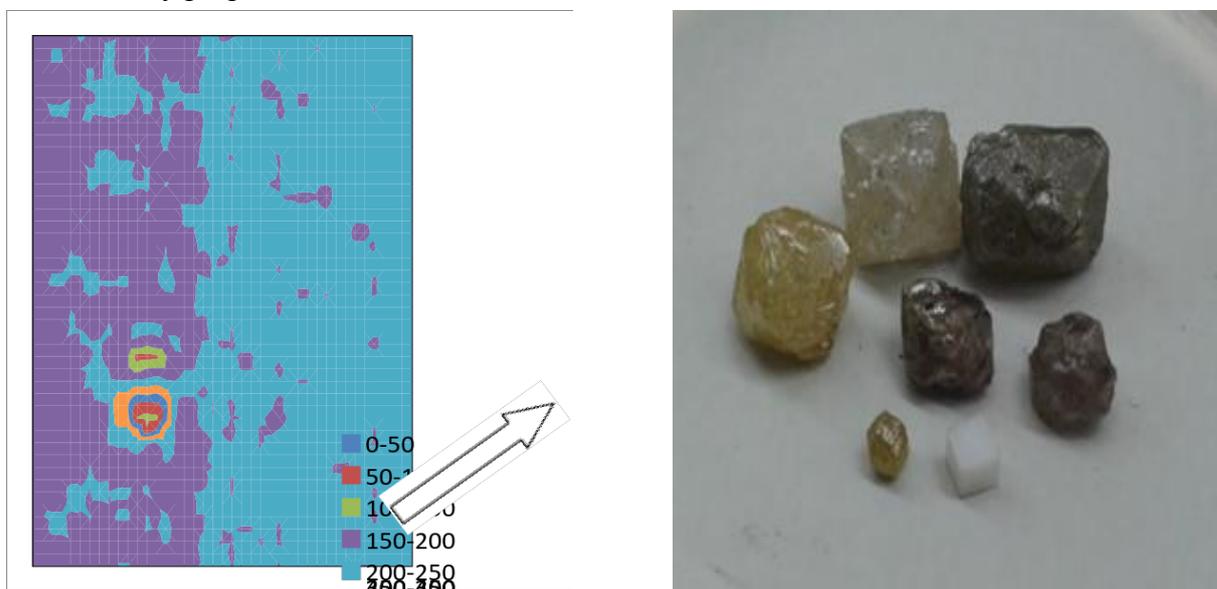


Рис. 5. Измерение высоты , диаграмма для алмаза 2 мм Стрелкой показано направление движения, размерность по высоте – в мм\*64.

На макете были проведены испытания комбинированной схемы на классе -6+3 и -3+1. Первоначально испытывалась одна из самых простых 3D –камер, выполненная в едином корпусе с лазером, лазерный триангуляционный датчик LS2D (ООО «НПП «Призма», г. Екатеринбург) с минимальным разрешением по ширине 0.4 мм , 256 пикселей, с частотой сканирования не более 1 кГц. Затем была установлена и испытана быстродействующая 3D-

камера C2-640-GigE Automation Technology с частотой сканирования более 3 кГц, разрешением 0.15 мм, 640 пикселей.

Разрешение датчика LS2D по ширине (0.4мм) можно считать условно оптимальным для класса материала -6+3, разрешение используемого при испытаниях детектора рентгеновского излучения также рассчитано на этот класс. Поэтому однозначно можно оценивать результаты только для этого класса крупности. Показатели, полученные для гибридной, или альтернативной, схемы регистрации с использованием данных о высоте и данных с рентгеновского детектора о поглощении рентгеновского излучения на НЭ выше в части извлечения и селективности для класса -6+3 –уменьшилось количество отсечек на алмаз без потери извлечения.

#### Выводы

1. Испытания подтвердили выявленную (см. рис.1) при оценке на имитаторах проблему с извлечением мелких объектов, которые не имеют достаточной контрастности между имитаторами алмаза и вмещающей породы.

2. Результаты испытаний показали, с одной стороны, несовершенство программной модели двухэнергетичной регистрации, а с другой - существенную зависимость результатов от методики выбора источника излучения (материал анода, фильтра, значения низкой и высокой энергий).

3. Испытания комбинированной схемы продолжаются для мелкого класса с камерами, имеющими лучшее разрешение и быстродействие, а также более оптимальные встроенные алгоритмы формирования профиля. Разрабатывается детектор с размером ячейки 0.1/0.2 мм.

#### Литература.

1. Бубырь Е.В., Владимиров Е.Н., Казаков Л.В., Яковлев В.Н./ Рентгенолюминесцентные сепараторы для обогащения алмазосодержащих материалов. Горный журнал №12/2011.

2. Патент РФ 2 437 725/ Владимиров Е.Н., Казаков Л.В., Цветков В.И. Способ разделения минералов по их люминесцентным свойствам. 2011 г

3. Патент РФ 2 470 714/ Потрахов Н.Н. и др. Способ сепарации алмазо.2012 г.

4. STEINERT KSS. Электронный ресурс <http://geo-test.ru/pdf/kss.pdf>.

## **ПРИМЕНЕНИЕ ОПЕРАТИВНОГО РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКОГО МЕТОДА КОНТРОЛЯ ДЛЯ ДЕФЕКТОСКОПИИ ЛОПАТКИ СПРЯМЛЯЮЩЕГО АППАРАТА ИЗ ПОЛИМЕРНЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ**

*Аношкин А.Н., Осокин В.М., Третьяков А.А., (ПНИПУ)*

*Потрахов Н.Н, Бессонов В.Б. (СПбГЭТУ)*

В настоящее время в авиационном двигателестроении мировой тенденцией является замена изделий из металлических сплавов на их аналоги, выполненные из полимерных композиционных материалов (ПКМ). Это позволяет добиться значительного снижения их веса, повышения топливной эффективности, а в ряде случаев, повышения технологичности и

снижения себестоимости изготовления. Опыт эксплуатации деталей и узлов из ПКМ показывает, что разрушение, как правило, происходит в результате отслоения монослоев материала в местах локализации дефектов, хотя он еще обладает достаточным запасом прочности в направлении армирования. Таким образом, переход к изготовлению высоконагруженных элементов двигательной установки из композиционных материалов требует тщательного решения задач надежного обнаружения внутренних дефектов.

Основными типами дефектов, возникающих как в процессе изготовления деталей, так и в процессе их эксплуатации являются межслоевые расслоения, поры и складки [1]. Расслоения в конструкции могут возникать при, сравнительно, небольших нагрузках задолго до исчерпания её несущей способности. В некоторых случаях они имеют очень малое раскрытие (менее 0,1 мм), что влияет на достоверность и надежность их выявления. В настоящей работе выявление данных дефектов исследуется на примере лопатки спрямляющего аппарата (ЛСА) (рис. 1), выполненной из углепластика автоклавным формованием в пресс-форме [2, 3].



Рис. 1. Внешний вид лопатки спрямляющего аппарата из ПКМ.

В настоящее время одним из наиболее информативных и точных методов неразрушающего контроля по выявлению типовых дефектов является метод микрофокусной (проекционной) рентгенографии, использованный в настоящей работе. Микрофокусная рентгенография представляет собой метод получения рентгеновских изображений различных объектов с помощью источников рентгеновского излучения, размеры фокусного пятна которых не превышают 0,1 мм [4]. В отличие от традиционных способов рентгенологических исследований, микрофокусная рентгенография обладает рядом важнейших отличительных особенностей. Первой из них является возможность получения резких увеличенных рентгеновских изображений различных объектов. Получение увеличенных рентгеновских изображений является одним из важных условий при неразрушающем контроле изделий из ПКМ. Это обуславливается близкими значениями плотности материала армирующих элементов и связующего вещества, приводящих к низкому контрасту изображений вследствие чего снижается вероятность обнаружения и распознавания возможных дефектов при традиционной рентгенографии. При этом размер фокусного пятна, а также расстояние

между источником излучения и объектом съемки существенно влияют на нерезкость получаемого изображения. Второй, не менее важной, особенностью микрофокусной рентгенографии является возможность получения информативных рентгеновских изображений одних и тех же объектов исследования при меньшей экспозиционной дозе излучения по сравнению со стандартной рентгенографией [5]. В связи с этим для решения задачи оперативного высокоинформативного контроля ЛСА из ПКМ был применен этот метод получения рентгеновских изображений.

Комплект оборудования, использованный в настоящих исследованиях, включает портативный микрофокусный рентгеновский аппарат РАП-150 (рис. 2, а), разработчиком и изготовителем которого является ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед». Рентгеновский аппарат РАП-150 моноблочного исполнения; максимальное анодное напряжение аппарата составляет 130 кВ, максимальный анодный ток – 200 мкА, размер фокусного пятна регулируется в диапазоне от 20 мкм до 100 мкм. В качестве цифрового приемника рентгеновского изображения были использованы экраны («запоминающие пластины») с фотостимулируемым люминофором. Считывание изображения с экранов осуществлялось при помощи сканирующей системы CR 35 NDT (рис. 2, б), имеющей разрешающую способность до 15 пар линий на мм.



Рис. 2. Микрофокусный рентгеновский аппарат РАП-150 (а) и сканирующая система CR 35 NDT (б).

В ходе выполнения настоящих исследований произведена апробация метода микрофокусного рентгенографического контроля на примере ЛСА из ПКМ.

На рисунках 3 и 4 приведены фрагменты увеличенных рентгеновских изображений выявленных дефектов в виде пустот в перьевой части ЛСА, а также в переходе с перьевой части лопатки в ее полки. В результате исследований были определены минимальные размеры обнаруживаемых дефектов, которые не превысили 0,5 мм.

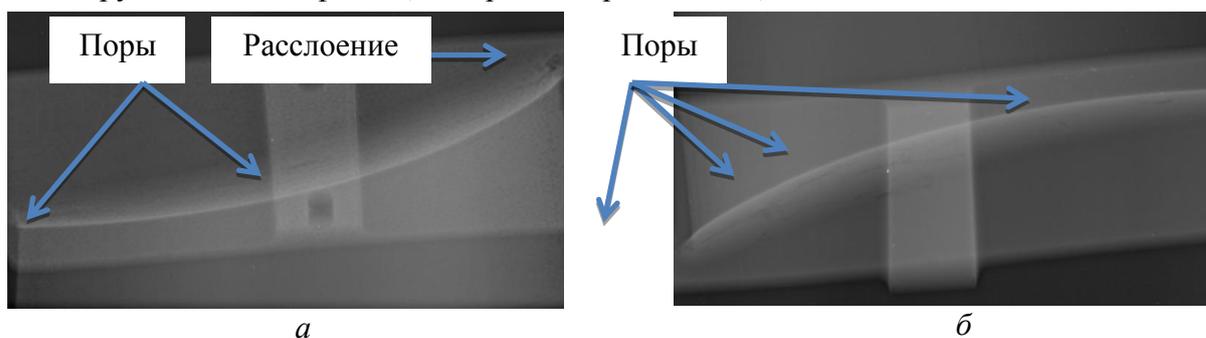


Рис. 3. Рентгеновские изображения ЛСА из ПКМ с выявленными дефектами в большой (а) и малой полках (б).

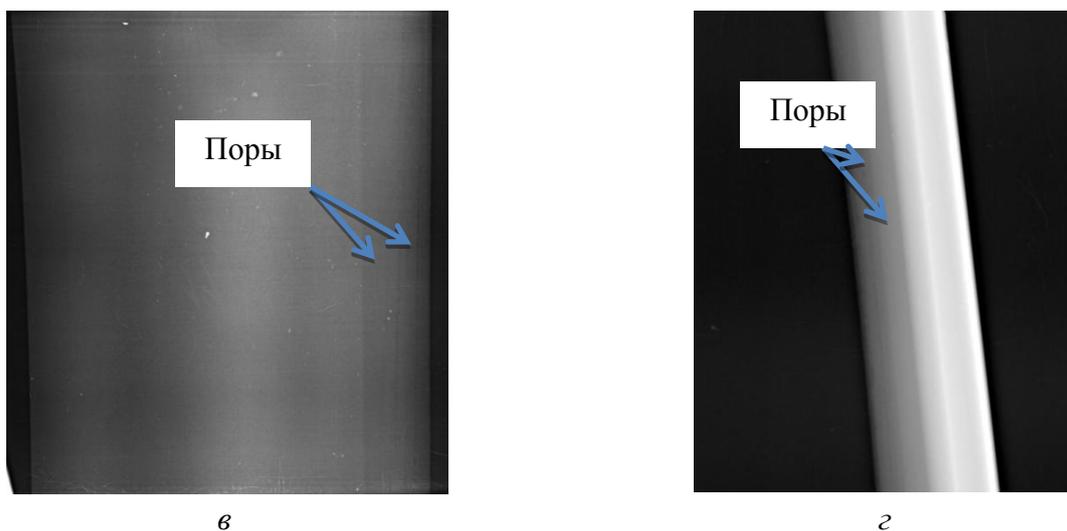


Рис. 4. Рентгеновские изображения ЛСА из ПКМ с выявленными дефектами в перьевой части.

Полученные результаты использования технологии оперативного рентгенографического контроля ЛСА из ПКМ позволяют сделать вывод о том, что разработанная технология обеспечивает обнаружение основных типов дефектов, расположенных как в полках лопатки спрямляющего аппарата и ее перьевой части, так и в местах загиба слоев, то есть в местах перехода с перьевой части ЛСА в ее полку. Внедрение рентгенографического метода контроля при дефектоскопии ЛСА из ПКМ позволит надежно выявлять дефекты, расположенные в недоступных для других классических методов неразрушающего контроля местах. Как показывает практика одним из наиболее проблемных мест в конструкции лопатки является именно загиб слоев, то есть переход с перьевой части в большую и малую полку. Время получения одного рентгеновского изображения не превышает 1 мин, а общее время анализа с учетом сканирования запоминающих пластин и визуальной оценки оператором составляет 5÷7 мин.

Работа выполнена при финансовой поддержке государства в лице Минобрнауки России в рамках федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014–2020 годы» по теме «Научное обоснование конструкторско-технологических решений по созданию высоконагруженных узлов перспективных авиационных двигателей, подверженных интенсивному воздействию аэродинамических факторов, из полимерных композиционных материалов на примере лопатки спрямляющего аппарата». Уникальный идентификатор прикладных научных исследований RFMEFI57414X0080.

#### Литература.

1. Технология оперативного рентгеновского контроля изделий из полимерных композиционных материалов / Потрахов Н.Н., Жамова К.К., Бессонов В.Б., Грязнов А.Ю., Ободовский А.В. // Вестник ПНИПУ. Аэрокосмическая техника. 2015. № 43, DOI: 10.15593/2224-9982/2015.43.08.
2. Гагауз Ф.М. Проблемы технологии формирования соединительных узлов конструкций летательных аппаратов из композиционных материалов // Вопросы проектирования и производства конструкций летательных аппаратов. Сборник научных трудов. ХАИ. – 2012. – № 4 (72). – С. 15-20.

3. Технологии и задачи механики композиционных материалов для создания лопатки спрямляющего аппарата авиационного двигателя / Аношкин А.Н., Зуйко В.Ю., Шипунов Г.С., Третьяков А.А. // Вестник ПНИПУ. Механика. – 2014. – № 4. – С. 5–44. doi: 10.15593/perm.mech/2014.4.01.

4. Румянцев С.В. Радиационная дефектоскопия // М.: Атомиздат. – 1974. – 500 с.

5. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике // СПб: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2012. – С. 121.

## **РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ МИКРОФУКУСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

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

Микрофокусная рентгенография – это совокупность способов получения рентгеновских изображений с использованием источников излучения, которые имеют фокусные пятна размером менее 100 мкм. Использование таких источников излучения дает возможность получать снимки с увеличением изображения в 5-20 раз[1,2]. В настоящее время микрофокусная рентгенография широко используется в медицине, промышленном неразрушающем контроле и оценке качества сельскохозяйственных культур[3].

В ряде случаев микрофокусные рентгеновские изображения не могут быть достоверно проанализированы из-за неудовлетворительного качества изображения. Основными недостатками микрофокусных рентгеновских изображений чаще всего являются неравномерный фон, искаженные яркостные характеристики, наличие шумов, что приводит к необходимости цифровой обработки микрофокусных рентгеновских изображений. Для борьбы с указанными недостатками была предложена методика обработки микрофокусных рентгеновских снимков.

Предложенная методика обработки изображений состоит из двух этапов:

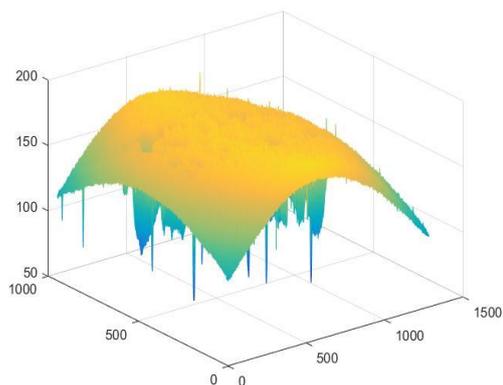
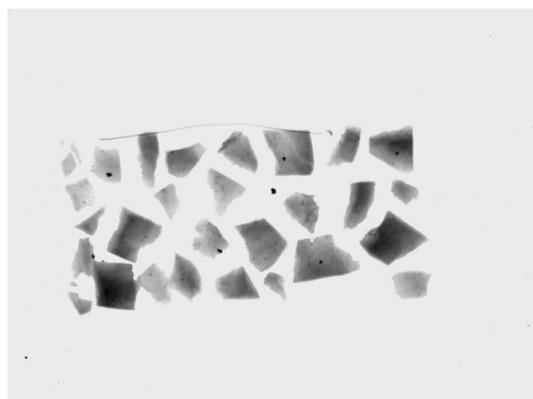
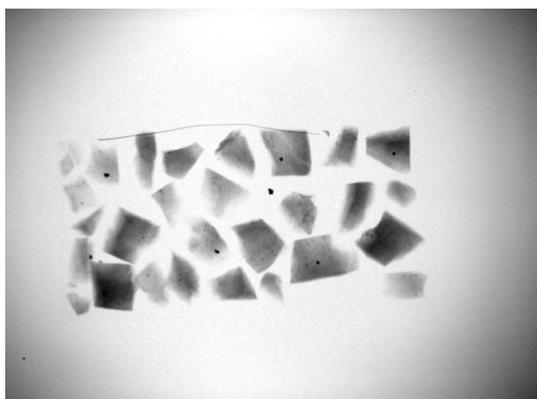
- коррекция фона изображения;
- шумоподавление на основе адаптивной медианной фильтрации.

При получении рентгеновских снимков с увеличением изображения часто возникает неоднородный фон изображения. Можно считать, что приемник регистрирует изображение, которое можно представить как сумму изображения  $f(x,y)$  и искажающей функции  $g(x,y)$ , которая создает неравномерный фон. В случае микрофокусной рентгенографии искажающая функция, как правило, может быть описана функцией вида:

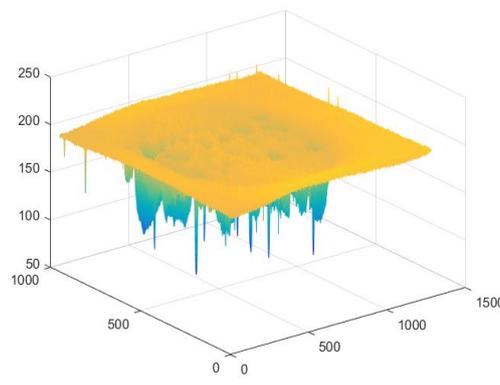
$$g(x, y) = C \cdot \left( \left( x - \frac{x_{\max}}{2} \right)^2 + \left( y - \frac{y_{\max}}{2} \right)^2 \right)$$

где  $C$ -константа, значение которой зависит от режима работы микрофокусного рентгеновского аппарата и условий съемки. Изображение  $f(x,y)$  получается путем вычитания  $g(x,y)$  из зарегистрированного приемником изображения.

На рисунке 1 *а* представлена рентгенограмма горной породы (хорошо видна неравномерность фона изображения). На рисунке 1 *б* результат вычитания искажающей функции  $g(x,y)$  из рентгенограммы.



*a*



*б*

Рис.1. Рентгеновские снимки горной породы и графики поверхности изображения до (а) и после коррекции (б).

На сегодняшний день для шумоподавления на рентгеновских снимках чаще всего используются усредняющие фильтры или фильтры, основанные на порядковых статистиках (чаще всего медианные фильтры). Однако эти методы имеют значительные недостатки – слабое подавление импульсных шумов и искажение деталей на изображении. Этим недостаткам лишен модифицированный адаптивный медианный фильтр предложенный в [4].

Адаптивный медианный фильтр работает по следующему алгоритму:

- Ветвь 1:  $A1=Z_{med}-Z_{min}$ ;  
 $A2=Z_{med}-Z_{max}$ ;  
 если  $A1>0$  и  $A2<0$ , перейти к ветви 2;  
 иначе увеличить  $S$ ;  
 если  $S \leq S_{max}$ , повторить ветвь 1;  
 иначе результат равен  $Z_{med}$
- Ветвь 2:  $B1=Z_p-Z_{min}$ ;  
 $B2=Z_p-Z_{max}$ ;  
 если  $B1>0$  и  $B2<0$  результат равен  $Z_p$ ;  
 иначе результат равен  $Z_{med}$ ;

где  $Z_{min}$  и  $Z_{max}$  – минимальное и максимальное значение яркости в окрестности  $S$ ,  $Z_{med}$  – медиана яркости в окрестности  $S$ ,  $Z_p$  – значение яркости обрабатываемого пикселя,  $S_{max}$  – максимально допустимый размер окрестности.



*a*



*б*

Рис.2 Исходное изображение (*a*) и изображение, обработанное адаптивным медианным фильтром (*б*).

Рассмотренный фильтр подавляет шумы и при этом сохраняет значительно больше деталей изображения, чем обыкновенный медианный фильтр. Однако при фильтрации микрофокусных рентгеновских изображений было обнаружено, что в ряде случаев фильтр недостаточно эффективно удаляет шумы, например, в случае, когда в окрестности не 1 зашумленный пиксель, а 2-3. Для улучшения работы рассмотренного фильтра было предложено заменить в ветви 2 минимальное и максимальное значение яркости в окрестности  $S$  на значения яркости, идущие после минимума и перед максимумом (второй минимум и второй максимум) соответственно. Исследования показали, что на рентгеновских снимках модифицированный фильтр эффективнее подавляет шумы и незначительно снижает резкость изображения.



*a*



*б*

Рис.3.Изображение, обработанное адаптивным медианным фильтром (*a*) и предложенным фильтром (*б*).

Предложенная методика позволяет производить коррекцию фона микрофокусных изображений без использования изображения фона и без участия оператора, а также удалять шумы на изображении, не снижая резкость изображений и не искажая мелкие детали. Анализ снимков, обработанных по предложенной методике, показывает, что обработанные изображения обладают большей информативностью, нежели обработанные по традиционным методикам.

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

Литература.

1. Потрахов Н.Н. Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий, 2007.
2. Грязнов А.Ю. Методы и системы микрофокусной фазоконтрастной медицинской рентгенодиагностики, 2010.-25 с.
3. Потрахов Н.Н. Исследование и разработка методов микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Диссертация д.т.н., СПбГЭТУ, Санкт-Петербург, 2008 – 217с.
4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2006. с. 1104.

## **ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ИМПУЛЬСНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ ДЛЯ ПРОМЫШЛЕННОЙ ДЕФЕКТОСКОПИИ**

*Пеликс Е.А. (ООО «Спектрофлэш»)*

Одной из основных проблем при конструировании рентгеновских аппаратов для работы в нестационарных условиях является проблема создания излучателя минимальных габаритов и веса. И хотя в последние годы большинство фирм-разработчиков рентгеновской техники перешло на производство излучателей моноблочного типа, работающих на высокой частоте преобразования напряжения питающей сети в высокое напряжение, тем не менее, вес этих моноблоков, как правило, составляет 15-30 кг. Данное обстоятельство очень сильно затрудняет использование моноблочных рентгеновских аппаратов в трассово-монтажных условиях [1].

Именно поэтому усилия сотрудников фирмы «Спектрофлэш» всегда были направлены на разработку портативных рентгеновских излучателей. Работы велись в двух направлениях:

1. Разработка импульсных рентгеновских излучателей на базе взрывной электронной эмиссии;
2. Разработка классических термоэмиссионных рентгеновских излучателей, работающих на высокой частоте преобразования напряжения питающей сети в напряжение, прикладываемое к рентгеновской трубке.

Явление взрывной электронной эмиссии было открыто группой российских учёных (Г.А.Месяцем, Г.Н.Фурсеем, В.А.Цукерманом и некоторыми другими) ещё в конце 20 века и с тех пор используется при создании рентгеновских трубок с холодным катодом. Сущность этого явления заключается в следующем: при определённых значениях электрического тока

в вакуумном диоде в результате разогрева локальных острых катода собственным автоэмиссионным током происходит их взрыв и образование плотной плазмы, являющейся интенсивным источником электронов [2, 3].

Многочисленные экспериментальные исследования показали, что в начальный период времени, равный нескольким наносекундам, скорость разлёта образовавшейся плазмы в вакуум для большинства металлов составляет  $(1-3)10^6$  см/сек., следовательно, можно предположить, что ток в данном вакуумном диоде ограничивается объёмным зарядом в промежутке «фронт движущейся плазмы-анод». А стало быть, такой диод является вакуумным диодом с сокращающимся промежутком «анод-катод». Образовавшаяся на катоде плазма приводит к созданию на катоде вакуумного диода жидкой составляющей металла, из которого под действием электрического поля вытягиваются микроострия и на твёрдой части катода возникают кратеры. Таким образом, создаётся определённый микрорельеф катода. С каждым импульсом тока какое-то количество микроострий катода исчезает, а какое-то образуется вновь. Этот процесс получил название эффекта самовосстанавливающегося катода. Взрывная электронная эмиссия явление довольно сложное и поэтому не является предметом подробного описания в данном докладе.

Из сказанного выше можно сделать только несколько практических допущений:

1. Плазменный катод при определённых условиях можно рассматривать как обычный металлический, поэтому при определении вольтамперных характеристик рентгеновских трубок с взрывной электронной эмиссией можно пользоваться всеми средствами, разработанными для обычных диодов с накальным катодом, учитывая только, что ток в данном случае увеличивается по сравнению с законом степени трех вторых за счёт сокращения зазора «анод-катод» при движении плазмы.

2. Существует определённая зависимость между напряжённостью электрического поля на катоде трубки, амплитудой тока и сроком её службы. Речь идёт о реализации режима «самовосстанавливающегося катода».

Данные допущения определяют перечень требований к выходным параметрам источника высокого напряжения, питающего рентгеновскую трубку с взрывным катодом:

Во-первых, такой источник должен создавать на выходе импульс высокого напряжения с амплитудой, обеспечивающей напряжённость электрического поля на катоде трубки порядка  $10^6$  В/см. При этом длительность фронта этого импульса не должна превышать единиц наносекунд. Только при этих условиях в трубке развивается процесс взрывной эмиссии.

Во-вторых, импульс тока, возникающий в вакуумном промежутке трубки, с одной стороны, должен быть достаточно мощным для получения максимальной энергии рентгеновского излучения, а с другой, длительность его должна быть меньше времени перемыкания плазмой промежутка «анод-катод» трубки. В противном случае, в трубке возникает электрическая дуга, приводящая к быстрому выходу трубки из строя.

В качестве источника высокого напряжения во всех импульсных аппаратах ООО «Спектрофлэш» используется трансформатор Тесла. Благодаря специальной конструкции трансформатора, коэффициент связи между его обмотками составляет 0,65-0,7, что обеспечивает довольно высокий КПД всего генератора. Длительность импульса напряжения на выходе генератора составляет 1-2 мксек в зависимости от типа аппарата. Для

получения длительности импульса на рентгеновской трубке порядка 1-1,5 нсек между генератором и рентгеновской трубкой включается специальный разрядник-обостритель, наполненный водородом под давлением 40-60 атмосфер. При электрическом пробое этого разрядника на электродах рентгеновской трубки возникает импульс высокого напряжения с фронтом менее 1 нсек. Именно при таком фронте в трубке возникает взрыв микроострий катода с дальнейшим образованием плазмы.

Импульсные рентгеновские аппараты для промышленной дефектоскопии выпускаются ООО «Спектрофлэш» на протяжении 25 лет [4, 5]. Технические характеристики некоторых из них приведены в таблице 1.

Таблица 1

Характеристики импульсных рентгеновских аппаратов

Характеристики	АРИНА-1	АРИНА-3	АРИНА-7	АРИНА-9
Рабочее напряжение на рентгеновской трубке (кВ)	150	200	250	300
Доза рентгеновского излучения в прямом пучке на расстоянии 500 мм от фокуса трубки за 1,5 мин (мР)	500 (за 1000 имп.)	600	1000	1200
Диаметр фокусного пятна (мм)	2,5	2,5	2,5	2,5
Максимальная толщина просвечиваемой стали с фокусного расстояния 700 мм за время экспозиции 10 мин при использовании плёнки				
D7+Pb	-	-	20	25
F8+RCF	15	20	25	30
F8+NDT 1200	25	30	40	50
Метод просвечивания	направленный/панорамный			
Вес излучателя (кг)	8,9	5,5	7,9	8,1
Габариты излучателя (мм)	530×125 ×210	420×125 ×215	515×140 ×210	510×135 ×215

#### Литература.

1. Неразрушающий контроль и диагностика. Справочник. В.В.Клюев, Ф.Р.Соснин, В.Н.Филинов и др.; Под ред. В.В.Клюева – Москва, Машиностроение, 1995 г.
2. Мощные наносекундные импульсы рентгеновского излучения. Г.А.Месяц, С.А.Иванов, Н.И.Комяк, Е.А.Пеликс. – Москва, Энергоиздат, 1983 г.
3. Импульсный генератор рентгеновского излучения/Патент на изобретение № 2251230. Б.П.Меркулов, Е.А.Пеликс., В.Г.Самородов. – Москва, 2005 г.
4. Импульсные рентгеновские аппараты серии «АРИНА» - назначение, применение, эксплуатация. Е.А.Пеликс. Материалы 9-й Международной конференции по неразрушающему контролю - Киев, 2007 г.
5. Техника рентгенографирования импульсными рентгеновскими аппаратами серии «АРИНА», Е.А.Пеликс, материалы XIV ежегодной Международной конференции «Современные методы и средства неразрушающего контроля и технической диагностики» - Ялта, 2006 г.