



*IV Всероссийская
научно-практическая
конференция производителей
рентгеновской техники*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
24 НОЯБРЯ 2017**

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

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

**ПРОГРАММА
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

24 ноября 2017 г.

**Санкт-Петербург
2017**

IV Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2017. 96 с.

ISBN 978-5-7629-1554-0

ОРГКОМИТЕТ

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

ISBN 978-5-7629-2095-7

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2017

ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

Уважаемые коллеги!

Рад приветствовать Вас уже на IV Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники. Даже беглый анализ тем поступивших от Вас тезисов докладов свидетельствует о высоком научно-техническом потенциале проводимых в нашей стране исследований и разработок в области рентгенотехники. Особо следует отметить успехи на ниве импортозамещения АО «Светлана-Рентген» – единственного отечественного производителя рентгеновских трубок.

Также, как и в прошлом году, запланирована публикация докладов 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 IV Всероссийской научно – практической конференции производителей рентгеновской техники взаимопользнего обмена мнениями, оживленных дискуссий и – до встречи в следующем году на нашей Юбилейной – пятой по счету конференции.

*Зав. кафедрой электронных приборов
и устройств СПбГЭТУ,*



Потрахов Н.Н.

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ
Пленарное заседание (конференц-зал 5 корпуса)

- 9⁰⁰ **Регистрация участников, кофе-брейк**
- 9⁴⁵ **Торжественное открытие конференции:**
Гайворонский Д.В.
48-ая международная выставка MEDICA-2017: краткий анализ результатов поездки специалистов СПбГЭТУ «ЛЭТИ»
Потрахов Н.Н.
- 10⁰⁰ **Рентгенологические обследования новорожденных**
Потрахов Н.Н., Потрахов Ю.Н.
- 10¹⁰ **Современное состояние вопроса и перспективы использования искусственного интеллекта в лучевой диагностике**
Васильев А.Ю., Павлова Т.В.
- 10³⁵ **Раскраска рентгенограмм в псевдоцвета**
Мазуров А. И.
- 10⁴⁵ **Малогабаритный рентгеновский аппарат РАП 200-1**
Ладыка В.В., Мухин В.М., Подымский Д.А., Усачев Е.Ю., Гнедин М.М.
- 11⁰⁰ **Миниатюрные источники рентгеновского излучения для электронной брахитерапии**
Таубин М.Л., Симонов А., Чесноков Д.А.
- 11¹⁵ **Изготовление многослойных электродов рентгеновских трубок методом диффузионной сварки**
Таубин М.Л., Головин Н.А., Киселев Д.С., Чесноков Д.А.
- 11³⁰ **Однокоординатные детекторы прямого преобразования со счетом фотонов и сепарация алмазов**
Романовская Т.Е., Тарачёва Е.Ю., Коржов А.Ю., Жогин И.Л.
- 11⁴⁵ **К вопросу использования дозиметрических приборов при регистрации импульсного рентгеновского излучения**
Владимиров Л.В., Буклей А.А., Артемьев Б.В., Охрименко С.Е., Защиринский Д.М.
- 12⁰⁰ **Разработка конструкции и технологии унифицированного узла вращения на подшипниковой опоре рентгеновских трубок для рентгенодиагностики с целью импортозамещения**
Дорохова Е.С., Силин В.А., Бобер Э.А., Погорельцев С.Ю., Баклин А.С.
- 12¹⁵ **Рентгеновская трубка с катодным узлом на базе фотоэлектронного умножителя и перспективы ее применения**
Кирпиченко Р.В., Лукьянов В.Н., Миронов Д.Е., Филиппова О.А., Мамаева Г.А., Потрахов Н.Н., Тимофеев Г.А., Баклин А.С.
- 12³⁰ **Разработка стандартизованного протокола по системе BI-RADS для автоматической рабочей станции врача – рентгенолога**
Диденко В.В., Мануйлова О.О., Павлова Т.В., Прохоров А.В.
- 12⁴⁵ **Об особенностях конструирования рентгеновских установок для неразрушающего контроля в промышленности**
Бессонов В.Б., Ободовский А.В., Потрахов Ю.Н.
- 13⁰⁰ **Обед**

- 13³⁰ **Модификация схемы и исследование режимов работы высокочастотного импульсного резонансного преобразователя источника питания рентгеновской трубки**
Клонов В.В., Ларионов И.А., Бессонов В.Б.
- 13⁴⁵ **Оценка применимости низкодозовой компьютерной томографии для скрининга рака легких в городской больнице**
Каростик Д.В., Водоватов А.В., Камышанская И.Г., Черемисин В.М.
- 14⁰⁰ **Детектор рентгеновских изображений с оптической развязкой**
Грачев Е.Ю., Ефимов А.В., Серебряков А.Е, Трубицын А.А.
- 14¹⁵ **Применение эмульсий для контроля качества диффузно-взвешенных магнитно-резонансных изображений**
Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Петряйкин А.В., Семенов Д.С., Потрахов Н.Н., Кивасёв С.А.
- 14³⁰ **Стандартизация количественных данных рентгеновских методов остеоденситометрии**
Сергунова К.А., Петряйкин А.В., Петряйкин Ф.А., Ахмад Е.С., Семенов Д.С., Потрахов Н.Н.
- 14⁴⁵ **Разработка и клинические испытания автоматизированного рабочего места для врача-рентгенолога «ДИАРМ-МТ»**
Нечаев В. А., Новоселова Е. В., Корякин А. В., Деев И. В.
- 15⁰⁰ **Полезная модель для изучения эхо-семиотики инородных тел различного генеза**
Шумина Я.А., Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Привалова Е.Г.
- 15¹⁵ **Смещение фокусного пятна рентгеновской трубки с прострельным анодом при длительных экспозициях**
Ободовский А.В., Бессонов В.Б., Ларионов И.А.
- 15³⁰ **Информативность микро-КЛКТ в оценке эндодонтического лечения зубов (в эксперименте)**
Васильев А.Ю., Петровская В.В.
- 15⁴⁵ **Рентгенографический сепаратор семян**
Староверов Н.Е., Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Гук К.К., Полякова А.А.
- 16⁰⁰ **Разработка методики цифровой обработки рентгеновских снимков в задачах неразрушающего контроля**
Холопова Е.Д., Староверов Н.Е., Грязнов А.Ю., Гук К.К., Карпова А.А.
- 16¹⁵ **Портативный рентгеновский дефектоскоп ПРИМА-250**
Декстер П.В.
- 16³⁰ **Оперативный контроль крупногабаритных узлов из полимерных композиционных материалов типа кольцевой балки П-образного профиля рентгенографическим методом**
Кавалеров Б.В., Аношкин А.Н., Осокин В.М., Третьяков А.А., Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б., Ободовский А.В.
- 16⁴⁵ **Неразрушающий контроль изделий из полимерных композиционных материалов**
Аношкин А.Н., Сальников А.Ф., Осокин В.М., Третьяков А.А., Лузин Г.С., Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б.
- 17⁰⁰ **Разработка малогабаритной острофокусной рентгеновской трубки**
Бочков В.Д., Николаев В.Н., Панов П.В., Сальнов И.А.
- 17¹⁵ **Торжественное закрытие конференции**

РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИЕ ОБСЛЕДОВАНИЯ НОВОРОЖДЕННЫХ

Потрахов Н.Н., Потрахов Ю.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Современная медицинская практика показывает, что ежегодно в результате самопроизвольных преждевременных родов или в результате планового искусственного прерывания беременности на поздних сроках недоношенными появляются на свет до 10% от общего числа новорожденных.

По определению ВОЗ с 1974 г., а в России с 2013 г. [Приказ Минздравсоцразвития России №1687н] новорожденные считаются жизнеспособными при массе тела от 500 г и выше. Такой ребенок умещается на ладони взрослого человека и, к большому сожалению, на момент рождения имеет целый набор заболеваний. Одним из наиболее опасных является ателектаз легкого – неполное расправление легочной ткани на ограниченном участке или во всем легком.

Основу инструментальной диагностики ателектаза в настоящее время составляет рентгенография легких. В случае с недоношенными детьми она должна проводиться непосредственно после рождения, а затем регулярно в течение всего срока выхаживания. При этом во время выхаживания ребенок находится в специальном боксе – инкубаторе (кювезе), в котором поддерживается необходимый режим температуры, влажности, оксигенации, а также вскармливания и введения необходимых лекарств через специальные зонды. Соответственно рентгенография таким детям должна осуществляться не в стационарных рентгеновских кабинетах, а в родильных залах, реанимационных отделениях, палатах интенсивной терапии и в отдельных случаях – во время транспортировки новорожденного из роддома в перинатальный центр.

Ни одна из стандартизованных в отечественной медицине методик рентгенографии не позволяет проводить рентгенологические исследования недоношенных детей в описанных – неспециализированных условиях. Основными причинами этого являются:

- отсутствие технических средств диагностики, позволяющих получать рентгеновские изображения таких специфических объектов как грудной отдел ребенка весом от 500 г, обладающих необходимой информативностью;
- отсутствие методики проведения рентгенологических исследований в неонатологии в неспециализированных условиях, включая способы укладки пациента, таблицы выбора режима и т.д.

Особо следует отметить, что в настоящее время не существует серийно выпускаемых отечественных или зарубежных рентгеновских аппаратов, позволяющих проводить рентгенологические исследования в описываемых условиях.

При этом проведение цифровой рентгенографии для новорожденных очень востребовано. 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.

В настоящее время эти исследования проводятся на отечественных или зарубежных рентгеновских аппаратах, практически не приспособленных к задачам и условиям реанимации новорожденных с патологиями. Соответственно, дополнительной радиационной нагрузке подвергаются медперсонал и находящиеся рядом пациенты.

Целью проекта, в рамках которого проводится данная разработка, является создание оригинальной отечественной цифровой малодозовой технологии проведения рентгенологических обследований в неонатологии, в том числе в нестационарных условиях. Исследования, проведенные 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 [1].

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 [2, 3].

Для реализации методики на первом этапе проекта в качестве прототипа был использован специализированный цифровой рентгенодиагностический комплекс в составе рентгеновского аппарата семейства «ПАРДУС» и системы визуализации рентгеновского изображения на основе экрана с фотостимулируемым люминофором в портативном исполнении. 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) [4].



Рис. 1. Портативный рентгеновский аппарат «ПАРДУС-Р»

Апробация методики проводилась на базе многопрофильной детской больницы. На рисунке 2 представлены рентгеновские снимки грудного отдела (пациент П., возраст 7 мес., вес 3,5 кг), полученные в условиях стационарного рентгеновского кабинета (рис. 2а), и полученные «на дому» у этого же пациента (рис. 2б) с помощью прототипа комплекса.

На рентгеновских снимках, полученных в нестационарных условиях, отчетливо прослеживается легочная ткань, контуры сердца и купол диафрагмы.

На рисунке 3 представлен снимок поясничного отдела, полученный также в нестационарных условиях (в палате).

Все костные структуры визуализируются отчетливо. По оценкам специалистов информативность всех рентгеновских изображений, полученных в неспециализированных нестационарных условиях, практически не уступает рентгеновскому изображению, полученному в стационаре.

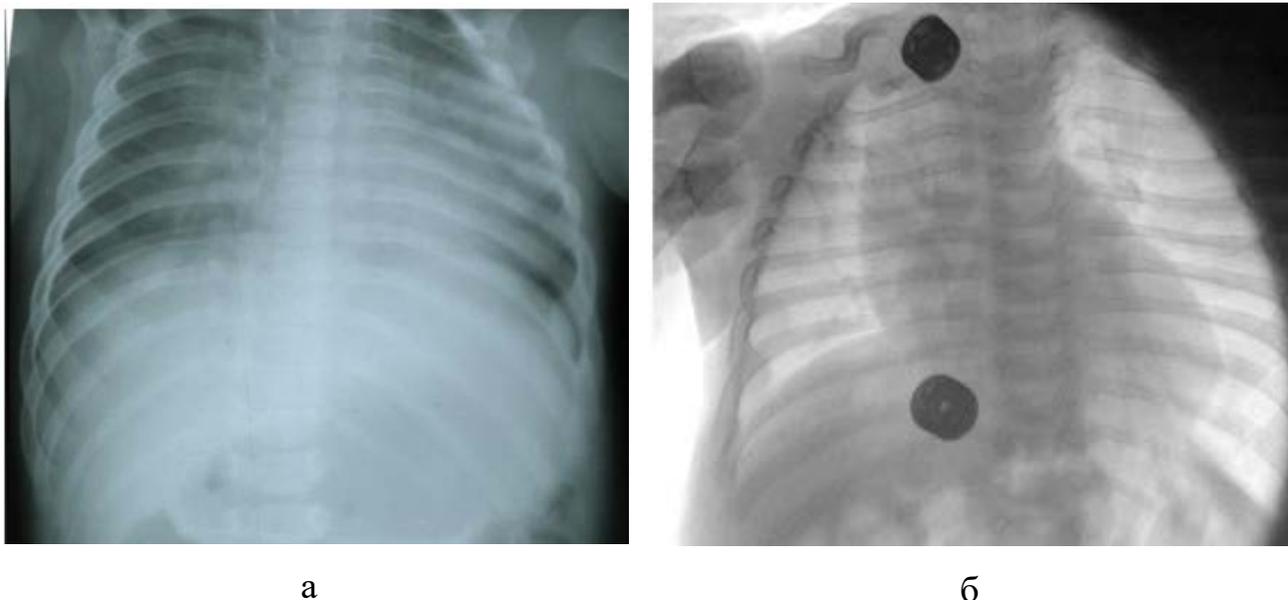


Рис. 2 Рентгеновские снимки органов грудной клетки новорожденного



Рис. 3 Рентгеновский снимок поясничного отдела новорожденного

Все костные структуры визуализируются отчетливо. По оценкам специалистов информативность всех рентгеновских изображений, полученных в неспециализированных нестационарных условиях, практически не уступает рентгеновскому изображению, полученному в стационаре.

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

Работы проводятся при поддержке Федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 гг» (мероприятие 1.3.) в рамках договора № 14. 578.21.0262 «Цифровой неонатальный острофокусный рентгенодиагностический комплекс».

Литература

1. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике / Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. – Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012. – 121 с.
2. Потрахов Е.Н. Микрофокусная рентгенография – инновационная технология медицинской диагностики // Медицинская техника. 2012, №5. С. 44-47.
3. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Пространственная разрешающая способность цифровых рентгеновских аппаратов // Биотехносфера №3(33), С.26-28.
4. Потрахов Е. Н. Радиационная нагрузка при применении портативных рентгеновских аппаратов семейства «ПАРДУС» в стоматологии // Медицинская техника. 2012, №5. С.37-40.

СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА И ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА В ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Васильев А. Ю., Павлова Т. В. (ООО «Центральный научно-исследовательский институт лучевой диагностики»)

Технология на базе искусственного интеллекта в ближайшие годы приведет к новому витку развития специальности «лучевая диагностика».

Европейский радиологический конгресс 2017 года подтвердил, что исследования и разработки программ обучения машин, где искусственный интеллект и системы компьютерного зрения помогают радиологам и другим врачам находить признаки серьезных заболеваний, развиваются с большой скоростью.

Термин «искусственный интеллект» включает в себя несколько технологий, таких как: машинное обучение, глубокое обучение, обработка естественного языка, компьютерное зрение, машинное рассуждение (machine reasoning). Через алгебраическое манипулирование ранее приобретенными знаниями система формулирует ответы на новые вопросы, а саморазвивающийся искусственный интеллект (artificial superintelligence), способен самостоятельно модифицировать себя.

Лучевая диагностика – одна из наиболее перспективных для автоматизации областей медицины. По разным данным до 70% рабочих процессов могут быть заменены компьютерными алгоритмами.

В лучевой диагностике технологии искусственного интеллекта могут быть задействованы практически во всех сферах – от сбора и обработки данных до экспертной оценки и взаимодействия, как с врачами, так и с пациентами.

В отдаленной перспективе самообучающиеся технологии искусственного интеллекта заберут на себя большую часть работы врачей-рентгенологов, основная деятельность которых сосредоточена на интерпретации цифровых изображений, легко подключаемых непосредственно к алгоритмам. Можно спрогнозировать, что большие базы данных с изображениями в сочетании с последними достижениями в области компьютерного зрения приведут к быстрому повышению производительности, а точность технологий в скором времени будет выше, чем у людей. Предположительно, в ближайшей перспективе алгоритмы

смогут заменить функцию «второго чтения» при интерпретации маммограмм. При использовании искусственного интеллекта человеческий фактор будет сводиться к нулю, а самообучающиеся технологии улучшат диагностическую точность.

Алгоритмы самообучения вскоре смогут решать вопросы дифференциальной диагностики, определяя наиболее эффективную логику исследований.

Из известных разработок в области искусственного интеллекта наиболее перспективными в ближайшем будущем можно рассматривать следующие направления:

1. Алгоритмы дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных поражений щитовидной железы
2. Технологии распознавания узелковых образований в легких
3. Система распознавания микрокальцинатов в молочной железе
4. Разработка автоматизированной диагностики атеросклероза сонных артерий при различных видах рентгеновских исследований.

Таким образом, в ближайшее время в лучевой диагностике следует ожидать появление новых прорывных разработок в области искусственного интеллекта.

РАСКРАСКА РЕНТГЕНОГРАММ В ПСЕВДОЦВЕТА

Мазуров А. И. (НИПК «Электрон»)

Начиная с 50-х годов прошлого века, разработчики систем лучевой диагностики начали проводить исследования по определению диагностических возможностей кодирования черно-белых изображений цветом, то есть присвоения их пикселям псевдоцвета. Исследователи рассчитывали на увеличение контрастной чувствительности и градационной разрешающей способности, так как к яркостному (светлотному) контрасту добавляется контраст по цветности.

В ряде областей лучевой диагностики (УЗИ, МРТ, КТ, ядерная медицина, тепловидение) эти исследования привели к практическим результатам, которые внедрены в серийную аппаратуру. Хуже обстоит дело в общей рентгенологии. Несмотря на то, что по цветовому кодированию рентгеновских изображений написано много статей и глав книг, защищен ряд диссертаций, получены десятки патентов, в рентгеновской практике раскраска рентгенограмм практически не получила применения. Причины этого медленного внедрения раскраски рентгенограмм в практику рентгенологов рассмотрены в докладе.

По сравнению с изображениями в других физических полях рентгенограммы, вследствие высокой энергии рентгеновских фотонов и низких уровней доз, сильно зашумлены фотонным шумом.

Кроме того, динамичный диапазон рентгенограмм может достигать более 1000 раз. В этих условиях к алгоритмам кодирования (цветовым шкалам) рентгенограмм предъявляются повышенные требования.

Раскрашенная рентгенограмма должна быть психологически совместима с исходной черно-белой рентгенограммой. Для этого в ней должен сохраняться исходный светлотный образ (яркостной контраст), а добавляемый контраст цветности должен быть «приправой» к яркостному контрасту, не заглушая его.

В рентгенологии для раскраски опробованы шкалы цветов абсолютно черного тела, радужная, пурпурная и целый ряд других [1-4]. Было установлено, что в ряде случаев кодированные цветом рентгенограммы имеют качество, близкое к качеству исходной рентгенограммы и выигрыша при постановке диагноза не дают. Только шкала абсолютно черного тела сохраняла психологическую совместимость раскрашенного изображения с исходным. Поэтому большинство рентгенологов предпочитают опираться на диагноз, производимый по черно-белым рентгенограммам. Чтобы разобраться в неэффективности раскраски в рентгенологии была использована квантовая гипотеза цветового зрения [5, 6], в соответствии с которой контраст цветной детали на цветном фоне определяется по соотношению:

$$K_{\Sigma} = K_{\text{я}} \pm K_{\text{ц}} = \pm \frac{\Delta \bar{F}}{F_{\phi}} \pm \left(\frac{\Delta \bar{\varepsilon}}{\varepsilon_{\text{p}}} + \frac{\Delta \bar{\varepsilon}^2}{\varepsilon_{\phi}^2} \right) \quad (1)$$

Здесь K_{Σ} - суммарный контраст детали по отношению к фону; $K_{\text{я}} = \pm \frac{\Delta F}{F_{\phi}}$ - яркостный контраст; $K_{\text{ц}} = \pm \left(\frac{\Delta \bar{\varepsilon}}{\varepsilon_{\text{p}}} + \frac{\Delta \bar{\varepsilon}^2}{\varepsilon_{\phi}^2} \right)$ - контраст цветности; $\Delta \bar{F}$ - приращение яркости детали, выраженное числом эффективно поглощенных в сетчатке фотонов к яркости фотона F_{ϕ} ; $\Delta \bar{\varepsilon}$ - приращение средней энергии фотонов детали по отношению к средней энергии фотона фона; $\Delta \bar{\varepsilon}^2$ - приращение квадрата энергии фотона детали по отношению к квадрату среднего значения энергии фотона фона.

Шкала цветовой кодировки представляется в пределах объема цветового куба RGB колориметрической системы монитора некоторой кривой. Например, шкала серых цветов исходной рентгенограммы отображается в кубе RGB прямой линией, соединяющей черный (UR = UG = UB = 0) и белый (UR = UG = UB = 1) цвета. Все другие цветовые шкалы будут отображаться кривыми, соответствующими красному UR, зеленому UG и синему UB сигналам.

В соответствии с (1) эти кривые должны быть непрерывными и монотонными функциями.

Непрерывность функции гарантирует отсутствие выпадания цветов между двумя точками на кривой, что избавляет ее от ложных контуров. Монотонность кривой обеспечивает непрерывное возрастание (или убывание) яркости и добавление к яркостному контрасту контраста цветности такого же знака.

Цветовую шкалу необходимо строить, используя систему уравнений:

$$\begin{aligned} \frac{F}{F_{\text{max}}} &= L_R U_R + L_G U_G + L_B U_B \\ \frac{E}{E_{\text{max}}} \varepsilon_{\delta} &= L_R U_R \bar{\varepsilon}_R + L_G U_G \bar{\varepsilon}_G + L_B U_B \bar{\varepsilon}_B \\ \frac{D(E)}{D(E_{\text{max}})} \varepsilon_{\delta}^2 &= L_R U_R \bar{\varepsilon}_R^2 + L_G U_G \bar{\varepsilon}_G^2 + L_B U_B \bar{\varepsilon}_B^2 \end{aligned} \quad (2)$$

Здесь F , E и $D(E)$ – яркость, энергия и дисперсия энергии в точках цветовой шкалы, а F_{\max} , E_{\max} , $D(E_{\max})$ – те же величины в белом; LR, LG и LB – яркостные коэффициенты красного, зеленого и синего каналов монитора; $\overline{\varepsilon_R}$, $\overline{\varepsilon_G}$, $\overline{\varepsilon_B}$ – средняя энергия фотонов красного, зеленого и синего каналов; $\overline{\varepsilon_R^2}$, $\overline{\varepsilon_G^2}$, $\overline{\varepsilon_B^2}$ – средние значения квадрата энергии красного, зеленого и синего каналов.

Компьютерное моделирование цветowych шкал, построенных в соответствии с системой уравнений (1), показало, что эти шкалы обеспечивают психологическую совместимость раскрашенных рентгенограмм с исходной черно-белой шкалой.

Создание эффективных цветowych шкал еще не гарантирует, что рентгенологи предпочтут раскрашенные рентгенограммы по сравнению с черно-белыми. Это предпочтение наступит только тогда, когда рентгенологи будут обучены анализировать цветные рентгенограммы, а в цифровых аппаратах рентгенологам будет представлена возможность переходить от черно-белых изображений к цветным, делающим дополнительную информацию по расшифровке снимков очевидной.

Литература

1. Xie-Qi Shi, Pehr Sällström, Ulf Welander. A color coding method for radiographic images // Image and Vision Computing. – 2002. - № 20. – pp. 761–767.
2. Raghuvanshi R. S., Datar A. Composite Pseudocoloring Scheme Using Spiral Method with Ensuring Same Brightness // International Journal of Engineering Trends and Technology. – 2013. – vol. 4. - № 7. – pp. 2800-2805.
3. Li H. Signal detection using pseudocolor scales: thesis / Rochester Institute of Technology. – 1995.
4. Zabala -Travers, S., Choi, M., Cheng, W.C. & Badano, A. Effect of color visualization and display hardware on the visual assessment of pseudocolor medical images // Medical physics. – 2015. - № 42 (6). – pp. 2942-2954.
5. Мазуров А. И., Раевская К. А. Квантовая модель низшей метрики цвета // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2013. - № 1. – С. 45-47.
6. Мазуров А. И. Физические параметры цветового контраста // Сборник трудов 14-ой научно-технической конференции: “Медикотехнические технологии на страже здоровья”. – М.: НИИ РЛ МГТУ, 2012. – с. 77-78.

МАЛОГАБАРИТНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ РАП 200-1

Ладыка В.В., Мухин В.М., Подымский Д.А. (ООО «КБ РП»),

Усачев Е.Ю. (МТУ «МИРЭА»), Гнедин М.М. (ООО «Диагностика-М»)

Значительный объём неразрушающего контроля сварных соединений технологических трубопроводов выполняется рентгенографическим методом

Типовая номенклатура сварных соединений технологических трубопроводов:

- внешний диаметр от 57мм до 219мм;
- толщина стенки – от 3 мм до 9 мм.

Использование импульсных рентгеновских аппаратов, имеет свои ограничения [1] и практически обеспечивает класс чувствительности при контроле трубопроводов не лучше 3-его класса по ГОСТ 7512-82. Это неприемлемо для контроля сварных соединений технологических трубопроводов на PN>100 и I и II категории. Кроме того, использование импульсных рентгеновских аппаратов не предусматривается при монтаже трубопроводов, радиографический контроль которых по условиям контракта проводится согласно зарубежным стандартам, например. ISO 17636-1 [2].

В настоящее время в РФ разработаны и применяются переносные рентгеновские аппараты регулируемого постоянного напряжения РПД-200, РПД-250, МАРТ 200, МАРТ 250 и др.

Конструкция указанных аппаратов построена на использовании тонкостенного цилиндрического бака с масляной изоляцией, в котором крепится рентгеновская трубка и узлы силовой электроники.

В докладе представлены результаты разработки малогабаритного рентгеновского аппарата с номинальным анодным напряжением 200 кВ, в конструкции моноблока которого использована комбинированная изоляция: твердотельная изоляция узлов силовой электроники и масляная изоляция рентгеновской трубки. При этом твердотельная изоляция является конструкционным элементом моноблока, в котором располагаются высоковольтные узлы моноблока и рентгеновская трубка.

Анод рентгеновской трубки заземлён и имеет прямой тепловой контакт с внешним радиатором, что позволяет эффективно использовать принудительную воздушную систему охлаждения. При необходимости длительной работы на предельных мощностях может быть установлена водяная система охлаждения.

Технические характеристики рентгеновского аппарата РАП 200-1:

- Предельная мощность на аноде -160 Ватт (номинальный ток – не менее 1мА при напряжении до 160 кВ, и не менее 800 мкА при напряжении до 200 кВ)
- Размер фокусного пятна - 0,6-0,8мм;
- Наличие реле времени и теплового реле в схеме аппарата
- Внешнее управление: радиоканал до 100 метров в прямой видимости, от ПК может использоваться RS-232, RS-485, Ethernet
- Цикл тренировки аппарата в начале каждой смены
- Непрерывное время экспозиции до 120 с (для воздушной системы)
- ПВ 50%
- Воздушная принудительная система охлаждения. Автономная система охлаждения

Габаритные размеры в мм:

- излучатель 380хх110х175
- пульт управления 300х200х80

Масса в кг:

- Излучатель -9,5
- Пульт управления -2

Как показали результаты экспериментальных работ, аппарат обеспечивает контроль сварных соединений трубопроводов в т.ч. труднодоступных, на малых фокусных расстояниях, при чувствительности контроля по 1-му классу ГОСТ 7512-82, по ASME и классу В ISO 17636-1.



Рис.1 Внешний вид р/аппарата РАП200-1

Литература

1. Импульсные рентгеновские аппараты на базе взрывной электронной эмиссии. Материалы I Всероссийской научно-прикладной конференции производителей рентгеновской техники Санкт-Петербург 2014 г.
2. ISO 17636-1:2013. Неразрушающий контроль сварных соединений. Радиографический контроль сварных соединений. Часть 1. Технологии просвечивания рентгеновским и гамма-излучением на плёнку. ISO 17636-1.

МИНИАТЮРНЫЕ ИСТОЧНИКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ ЭЛЕКТРОННОЙ БРАХИТЕРАПИИ

***Таубин М.Д (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ», НИЯУ «МИФИ»),
Симонов А., Чесноков Д.А. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»)***

«Новые системы брахитерапии основаны на использовании не изотопов, а миниатюрных рентгеновских источников, работающих от сети. Такие аппараты безопасны для персонала, и они не разряжаются». [13]

В наших предыдущих работах мы представили результаты исследований характеристик монокристаллических [1,2] и наноструктурированных [4-9] материалов применительно к их использованию в рентгеновской технике, в частности, для рентгеновских трубок с вращающимся анодом и термоэмиссионным катодом.

В частности, было показано, что использование монокристаллических сплавов вольфрама в качестве материала анода, снижает повреждаемость фокусной дорожки и, как следствие, увеличивает ресурс рентгеновской трубки. Использование же монокристалла

вольфрама для эмиттера катода увеличивает эмиссионные характеристики рентгеновской трубки. Эти исследования легли в основу патента России [3] суть которого состоит в том, что и анод, и катод выполнены из монокристаллического сплава W-Ta, но с различными кристаллографическими ориентациями.

Большой же эффект, как мы отмечали в указанных публикациях, следует ожидать от использования наноматериалов при разработке рентгеновских трубок с повышенными эксплуатационными характеристиками. Так, нами экспериментально показано, что изготовление катода из нанокompозита вольфрама существенно увеличивает сопротивление высокотемпературной деформации (Рис.1) и, как следствие, ресурс работы рентгеновской трубки, особенно, компьютерного томографа, при которой эмиттер катода испытывает при вращении в гентри механические перегрузки 35 G и более.

В то же время, применение в качестве материала катода вольфрама с нанокристаллической структурой повышает в полтора раз эмиссионные характеристики рентгеновской трубки (Рис.2).

Результаты этих исследований дали нам основание сформулировать концепцию, суть которой состоит в том, что для рентгеновских трубок различного назначения катоды и аноды следует изготавливать из различных материалов, характеристики которых оптимальны именно для конкретного применения рентгеновских трубок

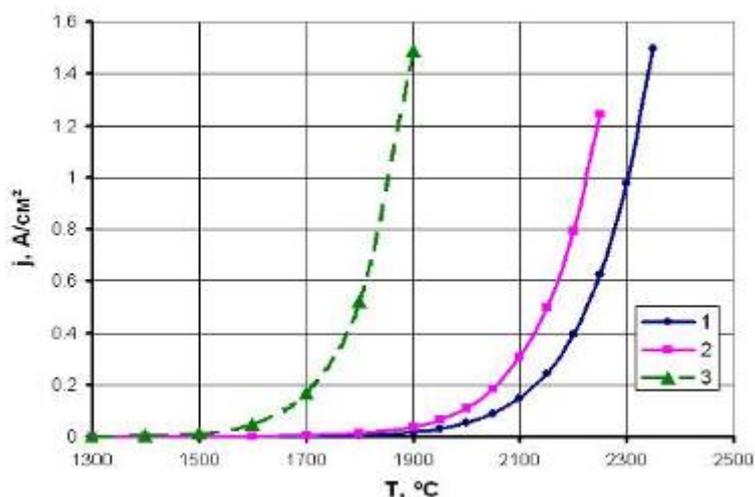


Рис. 1. Зависимость плотности тока эмиссии от температуры наноструктурированного вольфрама (3) в сравнении с эмиссионными характеристиками поликристаллического W (1) монокристаллического W с грани (111) (2)

Согласно этой концепции, для терапевтических процедур, в которых определяющую роль играет не величина фокуса источника, а мощность излучения, для эмиттера катода преимущественно обладают многослойный материалы: W-Ta+Ta, W+Nb или NbC, так как эти материалы обладают меньшей работой выхода электронов, чем вольфрам, и, как следствие, больший поток электронов в соответствии с уравнением Ричардсона-Дэшмана (1):

$$I = A S T^2 \exp^{-\phi/kT}, \quad (1)$$

где A , S , T и ϕ постоянная, площадь эмитирующей поверхности, температура и работа выхода электронов соответственно.

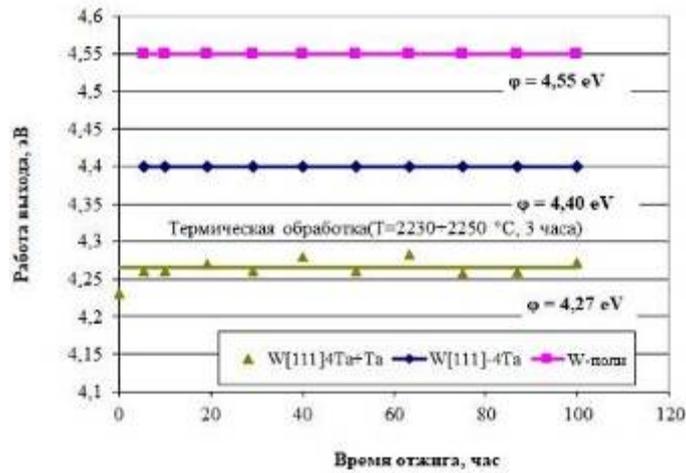


Рис.2 Значения работы выхода электронов вольфрама и его композиций

Что касается анода, то в этом случае существенное преимущество имеет монокристаллический сплав W-Ta поскольку его повреждаемость при облучении электронами заметно ниже, чем даже у сплава WRe (Рис.3).



Рис.3 Зависимость дозы облучения от числа включений рентгеновской трубки для вольфрама с поликристаллической и монокристаллической структурой.

1. WRe, 2. W – монокристалл

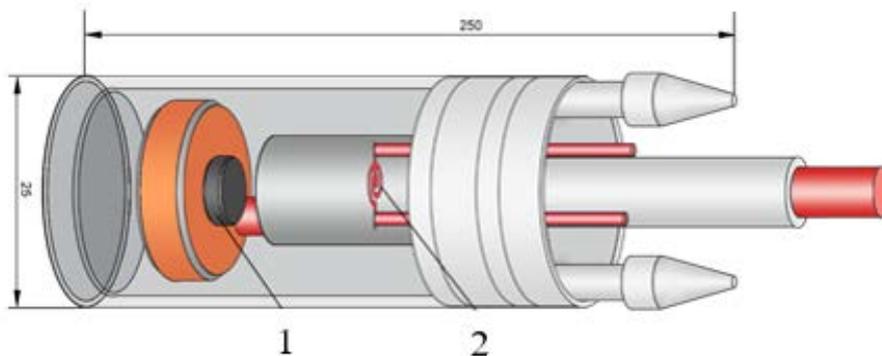


Рис.4 Схема миниатюрного источника:

1. анод, 2. катод

$U=10-50\text{ kV}$ катод – W nano, Ta

$I= 6-30\text{ mA}$ анод – Mo mono, Nb

Именно эти материалы и были использованы при разработке экспериментального образца миниатюрного источника. (Рис. 4,5).

Так анод диаметром 18 мм был изготовлен из монокристаллического сплава WTa, [2-3] эмиттер катода из нанокompозита вольфрама [4-6].

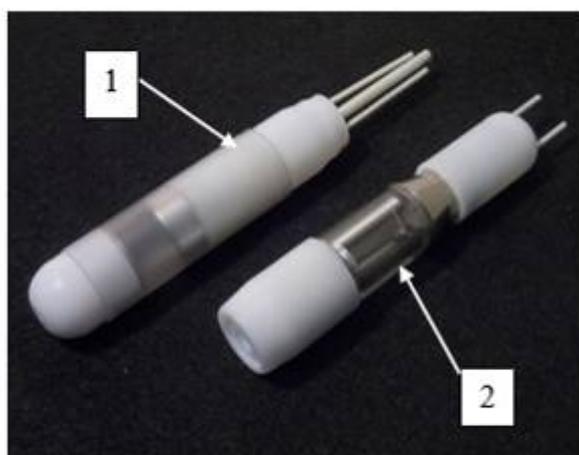


Рис. 5 Фото миниатюрных источников с колбой из поликристаллического (1) и монокристаллического (2) оксида алюминия

Определение мощности выходной дозы определяли с помощью дозиметра ДКС – АТ1123. Результаты этих измерений показали, что значения дозы излучения соответствует уровню аналогичного параметра известных аппаратов для электронной брахитерапии «Intrabeem» и «Papillon-50» при приведении электрических параметров к одинаковым значениям.

Выводы.

1. Разработана конструкция и проведены испытания миниатюрного ($\varnothing \approx 25$ мм) источника излучений для электронной брахитерапии.

2. Для получения оптимального значения выходной мощности в конструкции были использованы материалы, ранее не применявшиеся в рентгеновской технике: нанокompозит и монокристалл вольфрама и его сплава с танталом, а также монокристалл оксида алюминия.

3. Значения выходной дозы излучения определен на уровне отечественных и зарубежных установок для электронной брахитерапии.

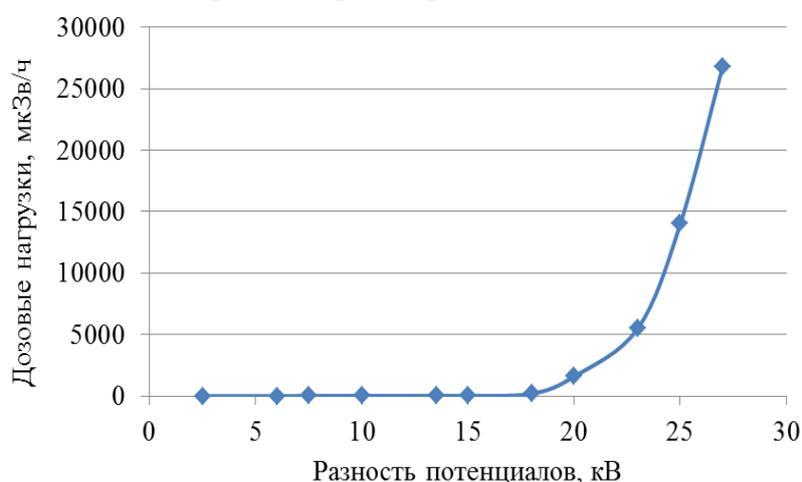


Рис. 6. Мощность дозы излучения при токе 25мкА

Литература.

1. Металлокерамические рентгеновские трубки с монокристаллическими анодами для медицины», Таубин М.Л., Выбыванец В.И., Гонтарь А.С. и др. Материалы Международного симпозиума «Конверсионные разработки в области медицинской техники». МНТЦ, Москва, 1997г.
2. Монокристаллические материалы – путь к повышению эксплуатационных характеристик рентгеновских трубок медицинского назначения, Таубин М.Л., Зазноба В.А., Коноплев Е.Е. и др., Конверсия в машиностроении № 3-4, Москва, 1999г.
3. Рентгеновская трубка. Патент России №237786, 27.12.2009. Таубин М.Л., Ясколко А.А.
4. Наноструктурные и монокристаллические материалы для медицинской техники, Алексеев С.В., Таубин М.Л., Ясколко А.А, Материалы 2 Всероссийского национального конгресса по радиологии, 2008г. стр12-13.
5. К вопросу о применении наноструктурных материалов в медицинской технике Алексеев С.В., Таубин М.Л., Ясколко А.А. Медицинская физика, 2008, №2, стр. 53-56.
6. Application of nanostructural materials in medical technique, Alekseev, M. Taubin, A. Yaskolko, 20th Workshop ISTC in Korea “Nanomaterials and nanotechnology”, Saul, 2009.
7. Новые аспекты в разработке высокоэффективных источников рентгеновского излучения с использованием наноматериалов. Алексеев С.В., Игнатьев Д.Н., Таубин М.Л., Шестых Д.В., Ясколко А.А., Медицинская техника, 2010, №5, (263) Стр.14- 18.
8. Патент РФ № 2519772, приоритет от 27.03.2012. Способ облучения патологий человеческого организма и устройство для его осуществления (варианты), авторов Алексеев С.В., Таубин М.Л., Ясколко А.А.
9. Наноконпозиты в рентгеновской технике. Алексеев С.В, Таубин М.Л., Ясколко А.А Москва, Техносфера, 2014г., 205 стр
10. В.П. Смирнов. Академик РАН, «В мире науки», Спецвыпуск -2015, 12, стр.80-83

ИЗГОТОВЛЕНИЕ МНОГОСЛОЙНЫХ ЭЛЕКТРОДОВ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК МЕТОДОМ ДИФФУЗИОННОЙ СВАРКИ

***Таубин М.Л. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»; НИЯУ «МИФИ»),
Головин Н.А., Киселев Д.С., Чесноков Д.А. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»)***

В докладе представлены результаты отработки режимов диффузионной сварки при изготовлении эмиттеров катодов и анодов рентгеновских трубок.

Катоды. В наших предыдущих работах [1-3] показано, что многослойные эмиттеры катодов более эффективны, чем однослойные, традиционно используемые вольфрамовые. Это обусловлено тем, что такой подход дает возможность изготавливать подложку из прочного тугоплавкого материала, а слой эмитирующий электроны из материала с низкой работой выхода электронов. Особенно это принципиально для катодов рентгеновских трубок компьютерных томографов, испытывающих перегрузки свыше 35 G при вращении рентгеновской трубки в гентри.

Для реализации этой концепции был создан стенд и отработаны режимы диффузионной сварки фольг ($d= 200$ мкм) вольфрама с танталом и ниобием. Повышенные сопротивления высокотемпературной деформации и высокие эмиссионные характеристики

(работа выхода $Ta = 4,1$ эВ, $Nb = 3,99$ эВ) позволяют считать такие катоды перспективными не только для компьютерной томографии, но для трубок других применений в медицине.

В докладе представлены схема процесса диффузионной сварки, металлография, электронная микроскопия и элементный анализ зон контакта подложки и слоя, эмитирующего электроны.

Аноды. Наиболее распространенная конструкция вращающихся анодов – это подложка из молибденового сплава TZM и рабочего слоя из W или WRe. Используемые технологии порошковой металлургии и газофазные методы формирования рабочего слоя имеют ряд недостатков. В докладе анализируются эти вопросы.

Авторами предложен метод диффузионной сварки вольфрамового (вольфрам-рениевого) кольца и молибденовой (TZM) подложки в зоне фокусной дорожки. В качестве материала припоя использовали порошки и фольги циркония, титана и хрома. Представлены микрофотографии сварных и паяных швов, свидетельствующие о удовлетворительном качестве соединений.

Литература.

1. M.L. Taubin, D.A. Chesnokov, A.A. Pavlov «Cathodes for medical purpose X-ray tubes»: 3rd International Conference on X-ray Technique IOP Conf. / M.: Journal of Physics: Conf. Series V 808 (2017) №1
2. Алексеев С.В., Таубин М.Л., Ясколко А.А. «К вопросу о применении наноструктурных материалов в медицинской технике» / М.: Медицинская физика, 2008, вып. №2, стр. 53-56.
3. «Новые аспекты в разработке высокоэффективных источников рентгеновского излучения с использованием наноматериалов». Алексеев С.В., Игнатъев Д.Н., Таубин М.Л., Шестых Д.В., Ясколко А.А., / М.: Медицинская техника, 2010, вып. №5, (263) Стр.14- 18.

ОДНОКООРДИНАТНЫЕ ДЕТЕКТОРЫ ПРЯМОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ СО СЧЕТОМ ФОТОНОВ И СЕПАРАЦИЯ АЛМАЗОВ

Романовская Т.Е., Тарачёва Е.Ю., Коржов А.Ю., Жогин И.Л. (НПП «Буревестник»)

В последние годы нередко обсуждаются методы и способы обнаружения алмазов, скрытых в кусках руды (кимберлита). Предпринимались попытки использования нейтронов и гамма-излучения (с энергией единицы МэВ), но, по-видимому, эти подходы не могут дать пригодный для практических применений метод обнаружения скрытых алмазов.

Возможно, какие-то новые методы интроскопии могут оказаться применимы для предварительного отбора крупных кусков руды с потенциальным содержанием включений, похожих на алмаз. Например, при ультразвуковом зондировании куска руды скрытые алмазы могут определяться как заметные дефекты – скорость звука в алмазе гораздо выше, чем в породе (хотя другие включения, ксенолиты, тоже могут проявляться как дефекты).

Применение электромагнитного излучения терагерцового диапазона (длина волны около миллиметра или меньше) также может оказаться перспективным – показатель преломления алмаза, 2.42, заметно выше, чем у минералов кимберлита и иных ксенолитов. С другой стороны, если ЭМ-излучение некоторого диапазона сильно поглощается связанной

водой кимберлита (~8% массы), это можно использовать для импульсного испарения воды и разрушения кусков породы.

Если удастся каким-то образом сократить количество кусков руды с потенциальным содержанием алмазов (допустим, в сто-двести раз), то их дальнейшая обработка может проходить более медленно (не требуется слишком высокая производительность сепарации).

Селективность обычного двухэнергетического рентгеновского метода снижается с ростом энергии фотонов (что требуется для крупных классов материала). Кроме того, в составе кимберлита помимо магниевых алюмосиликатов (зарядовое число Z в диапазоне 12-14) присутствуют в заметных количествах компоненты (окислы), содержащие более тяжелые элементы, кальций и железо ($Z=20$ и 26 , соответственно). Поэтому желательно использовать для описания руды два базовых материала (доступных на практике). Первым базовым материалом (легкая компонента, $Z \leq 14$) может служить кварцевый песок (или кварцевое стекло), или другой «легкий» алюмосиликат (форстерит Mg_2SiO_4 , пироп $Mg_3Al_2(SiO_4)_3$, или просто электрокорунд). Другой базовый материал для описания тяжелой компоненты кимберлита должен содержать кальций и/или железо; можно использовать, например, обычный гипс $[CaSO_4 \cdot 2H_2O]$, диопсид $[CaMgSi_2O_6]$, или альмандин $[Fe_3Al_2(SiO_4)_3]$. Для обнаружения в кимберлите третьего базового материала, скрытого алмаза, требуется более детальная спектральная информация, по сравнению с данными двухэнергетического метода. И такую информацию может предоставить многоспектральный счетный рентгеновский детектор Multix ME100 [1].

На рисунке 1 показаны зависимости (от энергии фотонов) коэффициентов ослабления подобных материалов. Характерная энергия, при которой вклад комптоновского рассеяния (оно слабо зависит от энергии фотонов и линейно по зарядовому числу Z) сравнивается и затем доминирует над вкладом фотопоглощения (зависимость $\sim Z^{4.5}/E^{3.5}$), для этих материалов равна: (1) алмаз – 22 кэВ; (2) алюмосиликат (энстатит $MgSiO_3$) – 45 кэВ; (3) силикат с кальцием (диопсид) или железом (оливин типа $Mg_3FeSi_2O_4$) – 100 кэВ или выше.

Еще один вклад в коэффициент ослабления, упругое (релеевское) рассеяние имеет другую зависимость от зарядового числа материала и энергии фотонов, $\sim Z^2/E^2$.

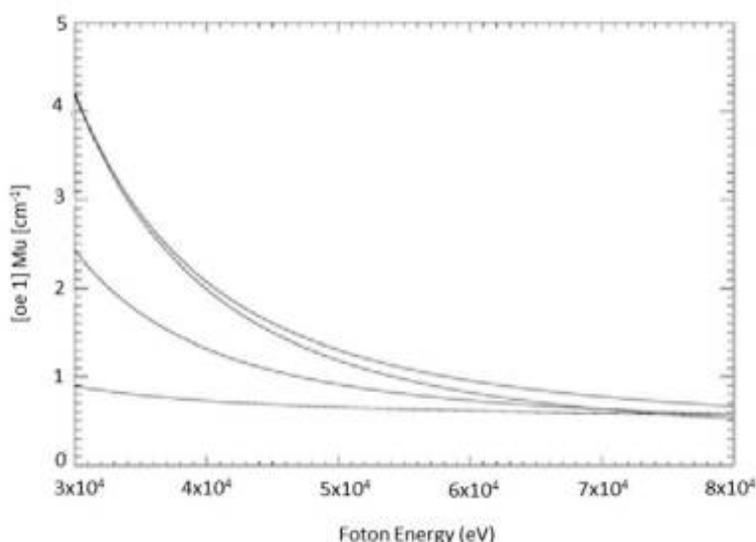


Рис. 1. Коэффициенты ослабления базовых материалов: (0) алмаз, $\rho=3.5$; (1) энстатит $MgSiO_3$, $\rho=3$; (2) диопсид $CaMgSi_2O_6$ ($\rho=3$; сверху) и «оливин» $Mg_3FeSi_2O_8$ («нормировка» $\rho=2$ г/см³)

Эти базовые материалы по-разному изменяют спектр прошедшего излучения (изменение амплитуды относительно сдвига положения максимума), что иллюстрируется на Рисунке 2 для алмаза и песчаника (или кварцевого стекла, SiO_2 , 2.2 г/см^3). Для алмаза (песчаника) толщина меняется с шагом 15 (10) мм, и множитель «3» («2») используется на каждом шаге для приведения спектров к близкому масштабу.

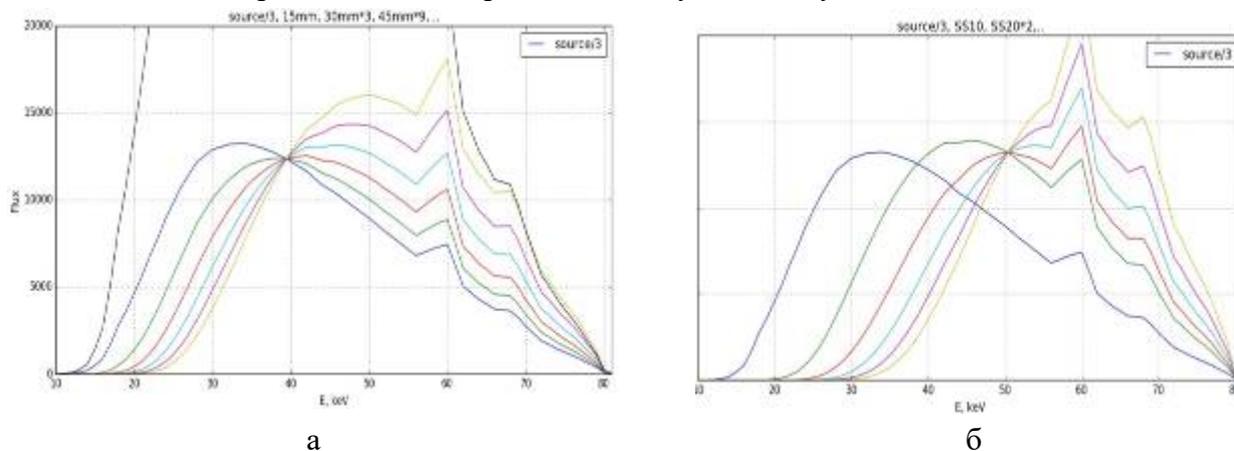


Рис. 2. Спектры прошедшего излучения для алмаза (а) и песчаника (б), см. текст. Исходный спектр, source, трубки с W-анодом, напряжение 80 кВ, Al-фильтр

Из рисунка 2 видно, что порода гораздо сильнее (чем алмаз, при той же амплитуде спектра прошедшего излучения) сдвигает положение максимума спектра.

Можно проверить, что квадратная матрица, образованная значениями коэффициентов ослабления трех материалов, показанных на рис. 1, для трех значений энергии (например, 30, 40 и 50 кэВ), не является вырожденной (благодаря разной зависимости трех типов ослабления от энергии фотонов и от зарядового числа). Это делает принципиально возможным выделение вкладов (толщин) трех базовых элементов.

Для регистрации открытых алмазов, конечно, можно применять более простой метод обработки данных: можно, например, определять амплитуду максимума, A , и его положение, U_{\max} ; либо (возможно, это более простой способ обработки) вычислять интеграл по спектру S (полное число фотонов) и среднюю энергию фотонов U (в спектре до некоторой границы). На рисунке 3 приводятся линии алмаза и песчаника (кварцевого стекла) для этих двух методов (посередине показана линия фторопласта; на Mo-трубке при 80 кВ).

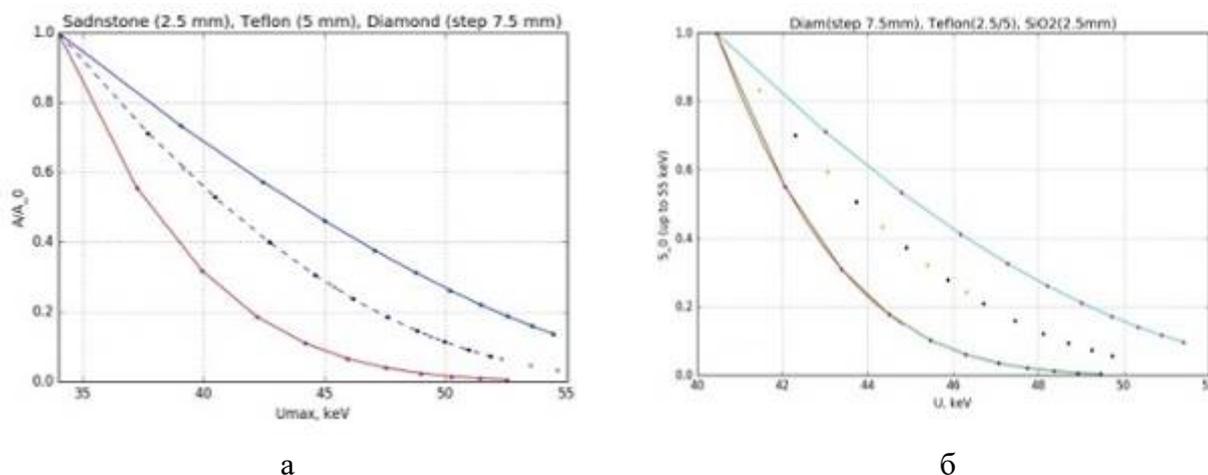


Рис. 3. Линии алмаза и породы (песчаника): (а) «амплитуда (нормировка на исходную) – положение максимума»; (б) «интеграл по спектру (норм.) – средняя энергия фотонов»

Характеристики детектора ME100 (Multix). Детектор ME100 это однокоординатный рентгеновский детектор, включающий 128 ячеек размерами 0.8x0.8 мм. Детектор работает в счетном режиме, при загрузках до 5-6 миллионов фотонов на ячейку-пиксель в секунду (при загрузках $\sim 2 \cdot 10^6$ фот/пикс. /сек начинаются отклонения от линейности, которые, в принципе, можно корректировать).

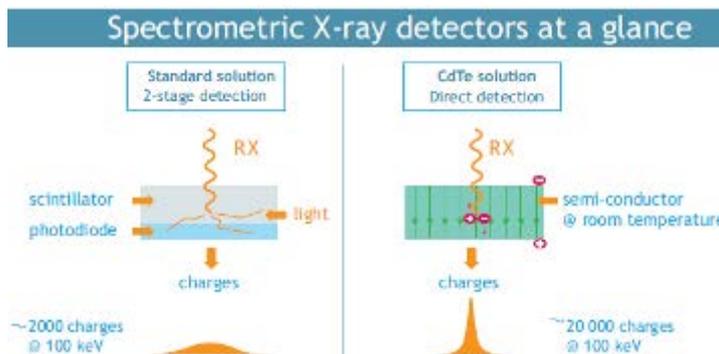


Рис. 4. Возможность счетного режима связана с высокой эффективностью прямой регистрации рентгеновских фотонов в детекторе ME100 [1].

Энергия каждого рентгеновского фотона измеряется (с точностью 6-10 кэВ – зависит от энергии и загрузки), и за время экспозиции (скана) идет счет фотонов в заданных участках спектра – спектральных участках (бинах). В режиме высокого спектрального разрешения (и непрерывной работе) число таких участков (одинаковой ширины, в области от 20 до 160 кэВ) может быть 128-64-32 или 16 (от этого выбора и от числа модулей, подключенных к одному интерфейсному модулю, зависит максимальная частота сканов).

Поддерживается также режим работы, когда задается до шести спектральных полос с произвольными границами (т.е. ширина этих полос может быть разной). В этом режиме (как и в режиме с 16-ю равными полосами) минимальное время скана может составлять 0.5 мс (при достаточно большом числе модулей в цепочке, до 12 или 8, соответственно). При таком времени скана за одну экспозицию можно накапливать порядка тысячи фотонов, большая часть которых будет попадать в полосы в области максимума спектра прошедшего излучения. Увеличение статистики возможно за счет суммирования нескольких пикселей изображения, чтобы иметь точность оценки спектра на уровне 4-5%.

Разработка детектора ME100 была вызвана ростом требований к системам безопасности и сканирования багажа в аэропортах. На рисунке 5 (взятом из презентации фирмы Multix, посвященной вопросам безопасности) показано сравнение характеристик многоспектральной и двухэнергетической систем детектирования.

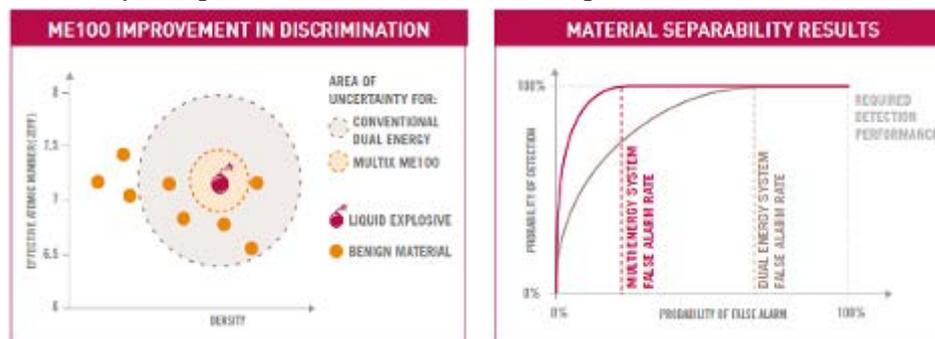


Рис. 5. Сравнение дискриминирующих возможностей многоспектрального детектора ME100 (Multix) и двухэнергетической рентгеновской системы детектирования

Использование детектора ME100 (Multix) для поиска скрытых алмазов. Чтобы искать скрытые алмазы в кусках породы размерами 50-60 мм, можно повысить жесткость фотонов и напряжение на трубке, допустим, до 100 кВ; излучение молибденовой трубки, в спектре которого в области выше 20 кэВ нет характеристических скачков, может оказаться более подходящим (чем излучение трубки с вольфрамовым анодом). Слой руды в 10 мм снижает амплитуду спектра в два-три раза, так что разница амплитуд «пустой ленты» (или «воздуха») и после крупного камня будет очень велика.

Чтобы снизить это различие предлагается следующий подход. Камни породы помещаются в контейнеры (глубина может быть разной, для разных фракций), и свободное место контейнера заполняется мелким балластным материалом, например, электрокорундом (Al_2O_3 , насыпная плотность фракций F8-F16 равна 1.88 г/см^3). Контейнер, наполненный балластом, определяет опорный спектр, с которым сравниваются спектры, получаемые при сканировании контейнеров с кусками породы и балластным материалом.

Можно опробовать два режима работы детектора – режим с 16 полосами (ширина по 8.9 кэВ), во всем диапазоне 20-160 кэВ, и режим с шестью спектральными полосами, определяемыми произвольно (возможны пропуски, перекрытия, и т.д.).

Функцию спектрального распределения фотонов можно разложить в точке максимума в ряд Тейлора (росток функции), оставив два или три начальных члена:

$$f(x) = A - p(x-u)^2/2 + q(x-u)^3/6 + \dots \quad (1)$$

Здесь A – амплитуда в максимуме, p и q определяют квадратичный и кубический члены (ширину пика и его скошенность, соответственно). Наконец, u определяет положение максимума относительно начала отсчета, в качестве которого нужно выбрать границу между двумя полосами с наибольшим числом фотонов. Четыре параметра ростка функции (1) можно определить по амплитудам четырех соседних спектральных «пикселей», бинов, которые соответствуют интегрированию ростка (1) по соответствующей спектральной полосе (более простой вариант, без кубического члена, описывается в [2]). Обозначая эти четыре амплитуды в области максимума как a, b, c, d , можно получить уравнения

$$q = d - a - 3c + 3b; \quad p = \sqrt{\kappa^2 + q^2/6 - 2q(c-b)}, \quad \text{где } 2\kappa = c + b - d - a; \quad (2)$$

$$u = [2(c-b) - q/6]/(\kappa + p); \quad 2A = c + b + pu^2 + (qu^3 + p + qu)/3.$$

Отметим, что для симметричного максимума, когда $q = 0$, выражения для остальных параметров ростка (1) становятся более простыми.

Решение (2) подразумевает, что спектральные пиксели имеют одинаковую ширину (принятую за единицу; т.е. $|u| \leq 1/2$, если $b > a, c > d$) и «не перекрываются». Возможен учет не идеальности (и индивидуальности) «пикселей», что, конечно, усложнит выражения параметров максимума (1).

Зная положение и амплитуду максимума прошедшего спектра, а также вторую производную в точке максимума, можно получить три уравнения на нагрузки (т.е. поверхностные плотности) трех базовых материалов (используя массовые коэффициенты материалов и их производные по энергии в точке максимума). Еще одно уравнение можно составить на краю спектра, по числу фотонов в спектральной полосе 70-100 кэВ (широкий бин). Можно рассматривать многомерный вариант разложения спектральной функции (чтобы учесть изменение спектра в соседних пикселях), типа

$$f(x, y) = A + By - (a + by)(x - u - vy)^2/2 + \dots \quad (3)$$

Параметры этого ростка можно определить по амплитудам кластера пикселей с соответствующим числом элементов [2].

По-видимому, использование мультиспектрального детектора может сделать более корректным и метод двухэнергетической компьютерной томографии, предложенный ранее для обнаружения скрытых алмазов [3].

Вообще нужно отметить, что счетные детекторы и в режиме двух энергий могут дать лучшую селективность, чем интегрирующие двухэнергетические детекторы (когда спектры низкой энергии и высокой энергии перекрываются). Такими детекторами являются двухэнергетические счетные CdTe-детекторы XC-Hydra серии X-Counter [4] (фирма Direct Conversion, имеющая также серию Ajat интегрирующих детекторов). Здесь реализован режим TDS с суммированием по строкам и с шагом ячеек 0.1 мм (TDS это аналог TDI, «Summation» вместо «Integration»). Использование таких TDS-детекторов позволяет рассчитывать на достижение даже для мелкого класса, -3+1, высокой производительности, порядка 1.2-2 т/час.

Литература

1. www.multixdetection.com/download/
2. fks2016.pnpi.spb.ru/uploads/attachment/71/Жогин.pdf (постер конференции).
3. Кондратьев В.И., Переверзев В.Б. Способ обнаружения алмазов на конвейере, в потоке или образце алмазоносной породы. Патент №2193185
4. xcounter.com/product/xc-hydra-series/

К ВОПРОСУ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ИМПУЛЬСНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Владимиров Л.В., Буклей А.А. (ЗАО НИИИИ МНПО «СПЕКТР»)

Артёмьев Б.В. (ЗАО НИИИИ МНПО «СПЕКТР», МГТУ им. Баумана)

Охрименко С.Е. (РАМПО кафедра Радиационной гигиены)

Защиринский Д.М. (ООО «Канон»)

Импульсные рентгеновские аппараты широко используются нашей промышленностью. Этот тип аппаратов нашел широкое применение в дефектоскопии, особенно при контроле трубопроводов в полевых условиях, ввиду их малых габаритов и незначительном весе. Длительность рентгеновского импульса в соответствии с данными [1] колеблется от $2 \cdot 10^{-9}$ до $1,5 \cdot 10^{-6}$ с. Требования к безопасности к импульсным рентгеновским аппаратам также регламентированы СанПиН 2.6.1.3164-14. Следует отметить возможные затруднения при дозиметрическом контроле защиты при использовании импульсных рентгеновских аппаратов. В приведенных выше санитарных правилах указано, что дозиметрическая прямо показывающая аппаратура должна быть предназначена для измерения импульсного излучения. П. 8.9. раздела «Производственный радиационный контроль» СанПиН 2.6.1.3164-14 [2].

Дополнительно к этому пункту дается рекомендация, что при дозиметрии импульсного излучения следует использовать режим интегрирования дозиметрического

прибора. При этом показания дозиметра в мкЗв за время измерения следует разделить на время включения рентгеновского аппарата для получения средней мощности дозы за время измерения. Данные указания корректны для случая, когда мощность дозы в импульсе не превышает максимальное значение мощности дозы, указанные в паспорте дозиметра.

Следует помнить, что мощность дозы в импульсе может достигать очень высоких значений, в то время как среднее значение мощности дозы за время работы аппарата будет на несколько порядков ниже.

В случае, когда мощность дозы в импульсе рентгеновского излучения ($R_{имп.}$) превышает паспортные значения мощности дозы дозиметра ($R_{п. max}$), погрешность измерения как мощности дозы, так и дозы излучения становится неопределенной и может достигать довольно больших значений. Что самое неприятное, показания дозиметра при $R_{имп} > R_{п. max}$ могут существенно занижать действительные значения мощности дозы и дозы рентгеновского излучения в месте дозиметрического контроля.

Для иллюстрации вышесказанного обратимся к рис.1. Значение Δt , представленное на рис.1, это время воздействия импульса рентгеновского излучения на детектор дозиметрического прибора или время рентгеновского импульса. Погрешность дозиметра при измерении мощности дозы импульсного излучения для случая, когда $R_{имп} > R_{п. max}$ определяется следующим выражением:

$$\Delta P = \frac{N \Delta t}{T_{эксп}} (R_{имп} - R_{п. max}), \quad (1)$$

где: N-количество импульсов за время экспозиции; $T_{эксп}$ – время экспозиции; Δt – длительность одного рентгеновского импульса.

Погрешность прибора при измерении дозы за время экспозиции ($T_{эксп}$) определяется как:

$$\Delta D = N \cdot \Delta t (R_{имп} - R_{п. max}) \quad (2)$$

Из анализа выражений (1) и (2) следует, что погрешность измерения при переключении с режима мощности дозы на режим измерения дозы не устраняется в случае, если $R_{имп} > R_{п. max}$. При этом в режиме измерения дозы погрешность измерения будет увеличиваться при увеличении времени экспозиции или, что тоже самое, с увеличением количества регистрируемых импульсов излучения N.

Погрешность измерения как дозы, так и мощности дозы при дозиметрии импульсного излучения также зависит и от временных параметров излучения, а именно от отношения длительности импульса Δt к периоду следования импульсов T или частоте импульсного излучения. Для подтверждения данного заключения запишем выражение (1) в следующем виде:

$$\Delta P = \frac{\Delta t}{T} (R_{имп} - R_{п. max}), \quad (3)$$

при $\Delta t=T$; $R_{имп} = R_{пост}$, где $R_{пост}$ – постоянная мощность дозы ионизирующего излучения.

При $R_{имп} \leq R_{п. max}$, $\Delta P=0$ и $\Delta D=0$.

Следует заметить, что показания дозиметра дают не значение мощности дозы в импульсе $R_{имп.}$, а среднее значение $R_{ср}$ за определенный промежуток времени $T_{такт}$, который определяется тактовой частотой встроенного в дозиметр контроллера или процессора.

$$f_{\text{част. тактовая дозиметра}} = \frac{1}{T_{такт}} \quad (4)$$

При этом тактовая частота дозиметра обычно не совпадает с частотой следования импульсов рентгеновского аппарата $T_{такт} = T$, что приводит к дополнительным погрешностям при дозиметрии импульсного излучения прямопоказывающими дозиметрами.

Несовпадение тактовой частоты дозиметра и частоты следования импульсов рентгеновского излучения не столь критичны при оценке погрешностей измерений и в данной статье не рассматриваются.

Для того чтобы быть уверенным в показаниях дозиметрического прибора при импульсном излучении, необходимо проверить соблюдение закона уменьшения или увеличения набранной дозы или мощности дозы в соответствии с изменением квадрата расстояния от источника излучения до детектора дозиметра.

Убедитесь, что выполняется условие:

$$\frac{(\text{показание прибора})R1}{(\text{показание прибора})R2} = \frac{(R2)^2}{(R1)^2}, \quad (5)$$

где R1 и R2 – расстояния от фокуса трубки импульсного рентгеновского аппарата до точки дозиметрического контроля.

В сопроводительной документации на рентгеновские аппараты с импульсными рентгеновскими трубками часто не упоминаются значения дозы и мощность дозы в импульсе. Отсутствие этих параметров обуславливается отсутствием метрологического обеспечения для измерения мощности дозы и дозы в импульсе.

Однако для определения правильности выбора дозиметрического прибора для контроля радиационной обстановки нам необходимо знать мощность дозы в импульсе и сравнить ее с техническими характеристиками дозиметра, используемого для дозиметрии импульсного излучения.

Пример расчета мощности дозы в импульсе.

В технической документации на импульсные аппараты даны следующие параметры:

- напряжение генерирования 100 кВ
- частота следования импульсов (число импульсов N в сек.) 40 Гц
- среднее значение анодного тока $i_{cp.}$ при частоте 40 Гц 0.3 мА
- время импульса излучения $t_{имп.}$ 20 нс = $2 \cdot 10^{-8}$ с

Определяем мощность дозы в импульсе на расстоянии 1 м от мишени рентгеновской трубки.

1. Величина электрического тока рентгеновской трубки за время импульса $i_{имп.}$:

$$i_{имп.} = i_{cp.} / N \cdot t_{имп.} = 0,3 / 40 \cdot 2 \cdot 10^{-8} = 3,75 \cdot 10^5 \text{ мА} \quad (6)$$

2. Из справочной литературы [1] находим, что мощность дозы постоянного излучения при напряжении генерирования 100 кВ и токе 1 мА на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки, для фильтра 1 мм Al составляет $P = 120 P \cdot m^2 / \text{час} \cdot \text{мА}$.

3. Определяем расчетную приведенную мощность дозы в импульсе:

$$P_{имп.} = P = 120 P \cdot m^2 - \text{час} \cdot \text{мА} \times 3,75 \cdot 10^5 \text{ мА} = \\ = 4,5 \cdot 10^7 P \cdot m^2 / \text{час} = 4,5 \cdot 10^5 \text{ Гр} \cdot m^2 / \text{час} = 125 \text{ Гр} \cdot m^2 / \text{сек.} \quad (7)$$

В технической документации на дозиметрические приборы обычно указан диапазон мощностей доз, при котором гарантируется правильность его показаний [3]. Например, хорошо известный дозиметр ДРК-1 обеспечивает правильность показаний при максимальной мощности дозы не выше 0,1 Гр / с, что существенно ниже на 4 порядка, чем мощность дозы в импульсе рентгеновского аппарата на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки. Отсюда вывод: ДРК-1 не может быть использован для дозиметрии импульсного излучения гипотетического аппарата, рассмотренного в нашем примере.

Рассмотрим возможность использования персонального дозиметра ДРК-05Д в нашем случае. По паспортным данным прибора, максимальная амбиентная мощность дозы, при которой гарантируется правильность его работы, составляет 10 Зв / час. Следовательно, данный прибор, также не может быть использован для дозиметрического контроля конкретного импульсного рентгеновского аппарата.

В случае, если по результатам анализа мощности дозы в импульсе рентгеновского аппарата мы не можем найти требуемого дозиметрического прибора, т.е. $P_{п. \max} < P_{имп.}$, следует использовать термолюминисцентные детекторы, в которых не оговаривается предел по мощности дозы излучения. При использовании термолюминисцентного детектора его следует устанавливать в точке дозиметрического контроля. Затем включить аппарат и при заданной частоте определить время экспозиции или непосредственно на аппарате установить количество импульсов излучения. Затем по показаниям, снятым с ТЛД детектора, определяем дозу на один импульс и, сравнивая с допустимой дозой для соответствующих групп населения, определяем, какое количество импульсов допустимо за год работы данного аппарата. По показаниям ТЛД детектора и допустимой годовой дозе, также рассчитывается стационарная или передвижная защита от радиации, а также границы санитарно-защитной дозы.

Для нашего случая доза на один импульс на расстоянии 1 метр от фокуса рентгеновской трубки, составляет 6,25 мкГр · м² / импульс, без объекта просвечивания. При просвечивании алюминиевого листа толщиной 20 мм с регистрацией на рентгеновскую пленку с усиливающими экранами потребуется не менее четырех минут или 3600 импульсов.

Рассмотрим возможность применения дозиметра импульсного излучения ДКС-АТ1123. Минимальная длительность импульса для этого дозиметра составляет – 10 нс. В нашем случае длительность импульса – 20 нс. Вроде, по этому параметру все нормально. Однако мощность дозы в импульсе для рассматриваемого выше импульсного аппарата 125 Гр · м² / с. В то время, как по паспортным данным ДКС-АТ1123 максимальная мощность дозы в импульсе составляет 1,3 Зв / с. Найдем расстояние от фокуса рентгеновской трубки нашего гипотетического аппарата, при котором будет возможность применения дозиметра ДКС-АТ1123: $R = \sqrt{125/1,3} = 9,81$ м, т.е. для данного конкретного случая расстояние от фокуса рентгеновской трубки до детектора дозиметра ДКС-АТ1123 должно быть не менее 10 м.

Таким образом, для целей дозиметрии импульсного излучения необходимо использовать дозиметрические приборы после проведения тщательного анализа его технических характеристик и характеристик контролируемого рентгеновского аппарата.

Анализ технических характеристик приборов дозиметрического контроля для регистрации дозы и мощности дозы импульсного излучения в реальном масштабе времени показал, что наиболее подходящими для этих целей являются приборы, использующие в качестве детекторов излучения ионизационные камеры. Таким прибором является универсальный дозиметр ДКС-101 [3]. Прибор ДКС-101 с ионизирующей камерой БМК-500 обеспечивает регистрацию фотонного излучения в диапазоне энергий от 0,04 ÷ 10 МэВ при мощности поглощенной дозы от (0,05 ÷ 100) Гр/с, что позволяет регистрировать мощность дозы в прямом пучке импульсного рентгеновского аппарата типа «Шмель-90К» производства фирмы «Флэш электроникс» при фокусном расстоянии не менее 1,5м.

При контроле радиационной обстановки на рабочих местах персонала, а также населения, следует использовать прибор ДКС-101 с ионизационной камерой БМК-500, обеспечивающей регистрацию мощности дозы в диапазоне (0,006 ÷ 12) мкГр/с.

Вывод.

- Представлены аналитические выражения для определения погрешностей при измерении мощности дозы и дозы импульсного рентгеновского излучения.

- Показано, что использование прямопоказывающего дозиметра в режиме интегрирования дозы не исключает погрешностей в измерении дозы, если мощность дозы в импульсе превышает допустимую мощность дозы, которая указана в технических характеристиках дозиметра.

- Рассмотрены конкретные примеры возможностей использования ряда дозиметров для измерения импульсного излучения.

- Показано что дозиметр ДКС-101 с ионизационными камерами БМК-50 и БМК-500 может быть рекомендован для контроля мощности дозы и дозы импульсного рентгеновского излучения, как в прямом пучке излучения, так и за защитой на рабочих местах персонала в реальном масштабе времени.

Литература:

1. NONDESTRUCTIVE TESTING Klyuev V.V., Muzhitskiy V.F., Gorkunov E.S., Vladimirov L.V., et al. Handbook: In 8 volumes / Edited by V.V. Klyuev. V. 1: in 3 books. Москва, 2010. Том 1 X-ray testing.

2. СанПиН 2.6.1.3164-14 Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при рентгеновской дефектоскопии от 5 мая 2014 г.

3. Каталог «Оборудование радиационного контроля» Научно-производственного предприятия «Доза» г. Зеленоград 2009 г.

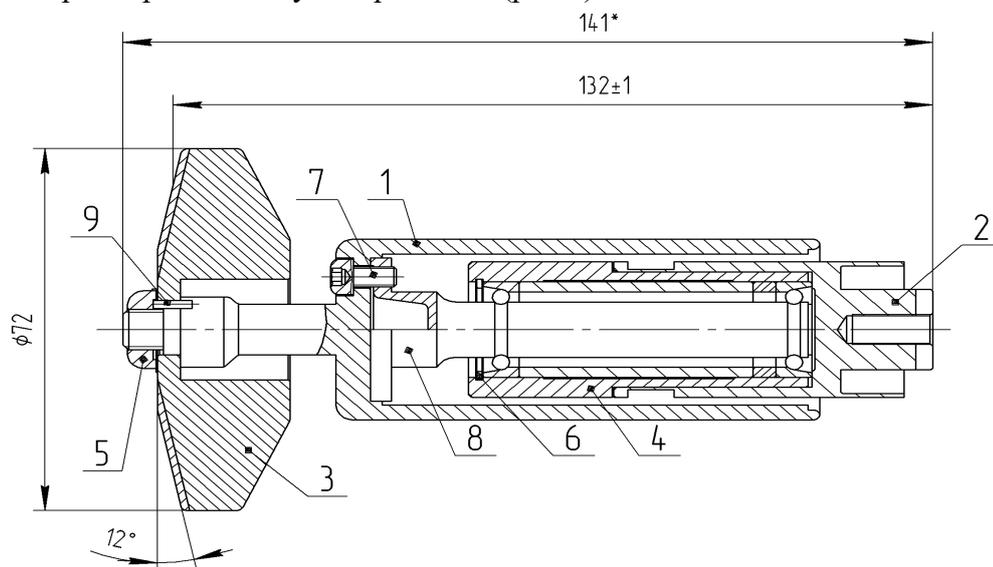
РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ И ТЕХНОЛОГИИ УНИФИЦИРОВАННОГО УЗЛА ВРАЩЕНИЯ НА ПОДШИПНИКОВОЙ ОПОРЕ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК ДЛЯ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ С ЦЕЛЬЮ ИМПОРТОЗАМЕЩЕНИЯ

*Дорохова Е.С., Силин В.А., Бобер Э.А., Погорельцев С.Ю., Баклин А.С.
(АО «Светлана-Рентген»)*

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

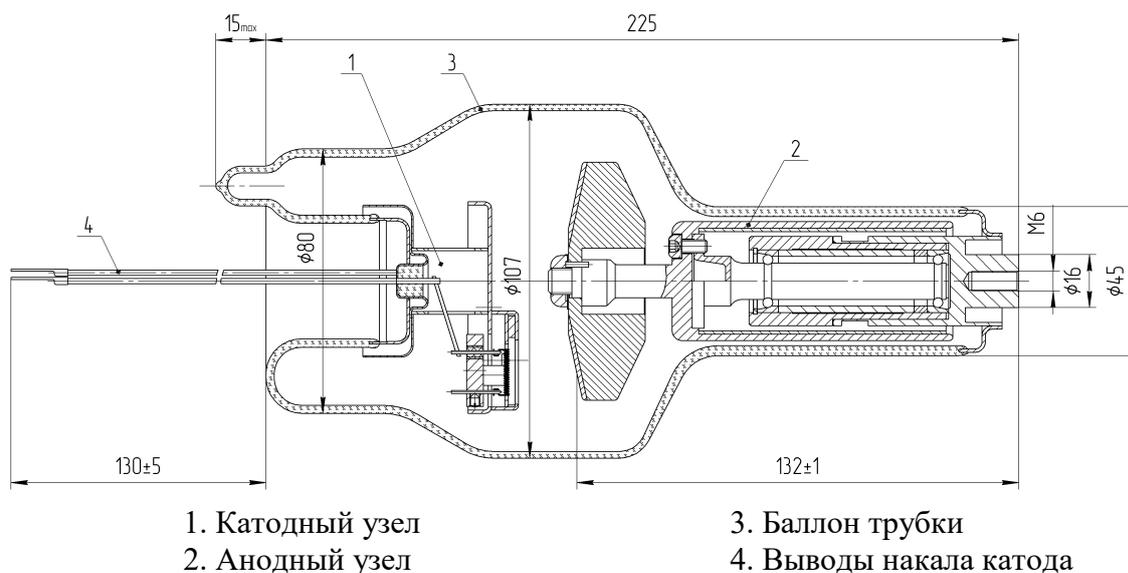
Одновременно с увеличением нагрузки на анод и с уменьшением времени экспозиции для увеличения срока службы трубок требуется увеличение числа оборотов анода до 9000 об/мин.

АО «Светлана-Рентген» в 2016-2017 гг. провело работу по модернизации конструкции узла вращения трубок серии БД. На базе разработанных вариантов узлов вращения создана серия новых рентгеновских трубок - аналогов широко используемых импортных медицинских рентгеновских трубок для рентгенодиагностики. Ниже представлена типовая конструкция модернизированного узла вращения (рис 1).



- | | |
|--------------------------------------|-----------------------|
| 1. Ротор | 6. Шайба |
| 2. Стакан | 7. Винт |
| 3. Мишень (WMo, теплоемкость 200кДж) | 8. Узел подшипниковый |
| 4. Втулка | 9. Шплинт |
| 5. Гайка | |

Рис. 1.



- | | |
|------------------|-------------------------|
| 1. Катодный узел | 3. Баллон трубки |
| 2. Анодный узел | 4. Выводы накала катода |

Рис. 2.

На следующем рисунке представлена конструкция трубки БД65, являющейся аналогом трубки Е7252 (рис.2).

Основная задача при разработке новой трубки оказалась связана с необходимостью улучшения механических характеристик узла вращения. С этой целью в конструкции трубки были использованы узлы вращения (опоры) производителя, специализирующегося на подобной продукции.

На начальных стадиях при опробовании новых комплектующих удалось достигнуть улучшения только с точки зрения времени свободного вращения узла. Параметры акустического шума при вращении и вибрации анода были хуже, чем у приборов, изготавливаемых с использованием стандартных комплектующих, и отличались низкой стабильностью. Как впоследствии выяснилось, это было связано с использованием специфичного консерванта опор и большой сложностью его отмычки, которая потребовала внедрения новых методов очистки комплектующих от консервационной смазки. Разработка таких методов осложнялась тем, что производитель использовал различные составы консервационной смазки. Путем многократных экспериментов удалось подобрать оптимальный растворитель.

Помимо очистки опор, для улучшения параметров анода требовались опробование рабочих смазок и разработка методов тренировки приборов.

Выбор рабочих смазок ограничивался необходимостью их работы в вакууме при высоких температурах. Такими смазками являются сухие вещества, такие, как графит и дисульфид молибдена. По опыту производителей стандартных подшипников для рентгеновских трубок было решено использовать дисульфид молибдена. Первые опыты по использованию данной смазки показали уменьшение акустического шума и вибраций, однако параметры оказались как нестабильными во времени, так и отличались от прибора к прибору.

Стабильности параметров приборов удалось достигнуть при нанесении дисульфида молибдена в виде суспензии в специально подобранном носителе при последующей длительной прикатке узла вращения.

Несмотря на полученную идентичность приборов по параметрам, испытания на гарантийную наработку выявили ухудшение времени свободного вращения после длительной работы, которое могло привести к остановке узла вращения раньше достижения гарантируемого количества включений.

Анализ конструкции узла вращения показал, что дорожки узла вращения имеют разную рабочую траекторию при разных тепловых нагрузках на мишень. Вследствие этого рабочие части дорожек могли оказаться не обработанными смазкой, что и приводило к отрицательным результатам во время испытания на гарантийную наработку.

Данная проблема была решена путем тренировки узла вращения при различных положениях, что в итоге привело к стабильности параметров трубок во времени.

Финальные испытания рентгеновских трубок с вращающимся анодом были бы не полными без проведения испытаний на современном оборудовании, аналогичном оборудованию, используемому у производителей рентгеновских аппаратов. Важным фактором является появившаяся возможность испытания рентгеновских трубок на современном аппарате с высокочастотным источником питания и компьютерным управлением, имитирующим реальные условия работы трубок у потребителя. Аппарат используется как для испытания серийной продукции, так и для испытания новых разработанных трубок. Приборы можно испытывать в защитной камере с открытым

резервуаром с трансформаторным маслом, а также устанавливать в излучатель соответствующего типа. Аппарат настраивается на работу с различными статорами. Таким образом, с применением нового современного испытательного оборудования появилась возможность поставлять потребителю трубки, установленные в требуемый тип излучателя, тем самым избавив потребителя от самостоятельной установки трубок в излучатель и заправки его трансформаторным маслом. Также потребитель теперь имеет возможность отправлять неисправные трубки, вышедшие из строя, на замену и диагностику прямо в излучателе, не разбирая его и не вынимая отработавшую трубку.

Ниже приведены сравнительные таблицы электрических параметров и габаритных размеров наиболее актуальных трубок импортного и отечественного производства, используемых для целей рентгенодиагностики. Данная информация позволит легко подобрать необходимый отечественный аналог трубки с целью импортозамещения, что является актуальной задачей на сегодняшний день.

РЕНТГЕНОВСКАЯ ТРУБКА С КАТОДЫМ УЗЛОМ НА БАЗЕ ФОТОЭЛЕКТРОННОГО УМНОЖИТЕЛЯ И ПЕРСПЕКТИВЫ ЕЕ ПРИМЕНЕНИЯ

*Кирпиченко Р.В., Лукьянов В.Н., Миронов Д.Е.,
Филиппова О.А., Мамаева Г.А. (АО «ЦНИИ «Электрон»),
Потрахов Н.Н., Тимофеев Г.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Баклин А.С. (АО «Светлана-Рентген»)*

В АО «ЦНИИ «Электрон» разработана рентгеновская трубка на основе фотоэлектронного умножителя в качестве катодного узла.

Применение катодного узла на основе ФЭУ дает этой трубке ряд преимуществ перед обычными рентгеновскими трубками:

- рентгеновская трубка с катодным узлом на основе ФЭУ может работать как в постоянном, так и в импульсном режиме синхронно с импульсами источника оптического излучения, например, от светодиода;
- анодный ток и интенсивность генерируемого излучения могут легко регулироваться изменением светового потока, например, током светодиода;
- благодаря мгновенной реакции фотокатода на свет обеспечивается точная синхронизация начала генерации излучения,
- в импульсном режиме рентгеновская трубка может работать в широком диапазоне частот от единиц Гц до 1 МГц, при этом изменение частоты следования импульсов рентгеновского излучения оперативно осуществляется только изменением частоты следования световых импульсов;
- в постоянном режиме работы трубки катодный узел даже при низких напряжениях на аноде (от 3,5 кВ) может давать анодный ток до 1 мА;
- в отличие от рентгеновских трубок с термокатодом, в которых происходит постепенное распыление материала термокатада и «загрязняется» спектр излучения, в трубке

с катодом на основе ФЭУ спектр рентгеновского излучения «не загрязняется», т.к. распыление материала катода не происходит;

- в связи с отсутствием распыления материала катода долговечность трубки увеличивается.

Потенциально катодные узлы на основе ФЭУ могут обеспечить выходной ток до 1-5 мА, при этом поток электронов, выходящий с последнего диода, собирается не на коллектор, как в типовых ФЭУ, а должен быть сфокусирован на анод рентгеновской трубки, напряжение на котором составляет 50-100 кВ.

Работа в высок потенциалном электрическом поле потребовала разработки новой конструкции ФЭУ. Конструктивные варианты рентгеновских трубок с фотокатодом (ФРТ) разрабатывались в зависимости от поставленной задачи по применению.

На сегодняшний день их разработано два:

- ФРТ в стеклянном баллоне на напряжение 40 кВ и ток 1 мА;

- в металлостеклянном баллоне с бериллиевым окном на напряжение 100 кВ и ток 1 мА.

Разработанные трубки проектировались для применения в рентгеноспектральном анализе, в составе дифрактометров и другой аналитической аппаратуры. На рис. 1 представлены существующие образцы ФРТ.



Рис. 1. Рентгеновские трубки с фотокатодом

В настоящее время, по согласованному с потенциальным заказчиком ТЗ, разрабатывается управляемый рентгеновский излучатель, структурная схема которого представлена на рис. 2.

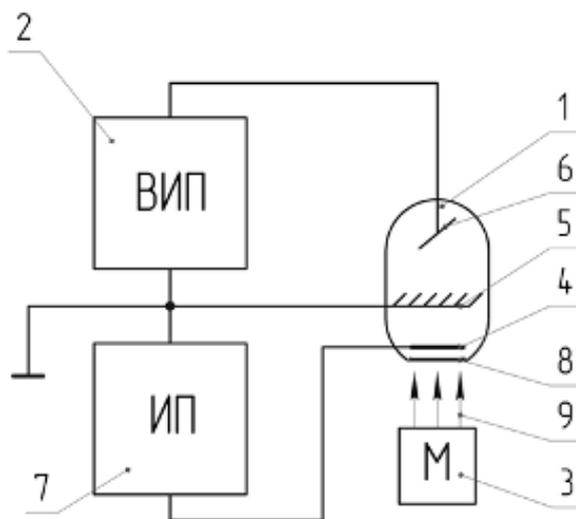


Рис. 2. Структурная схема управляемого рентгеновского излучателя

Управление источником рентгеновского излучения осуществляется следующим образом: оптический модулятор (3) генерирует поток (9) импульсов оптического излучения, который через входное окно (8) рентгеновской трубки попадает на фотокатод (4). Синхронно импульсам оптического излучения происходит эмиссия фотоэлектронов, которые после умножения во вторичном умножителе (5), фокусировки и торможения на мишени анода (6), генерируют импульсы рентгеновского излучения.

На рис. 3 представлены зависимости формы импульсов рентгеновского излучения от частоты повторения импульсов оптического излучения в диапазоне от 1 до 50 кГц (скважность 2)) при различных напряжениях на аноде – U_a и ФЭУ – $U_{фэу}$.

Слева: $U_a=30$ кВ, $I_a=170$ мкА, $U_{фэу}=850$ В.

Справа: $U_a=60$ кВ, $I_a=850$ мкА, $U_{фэу}=1000$ В.

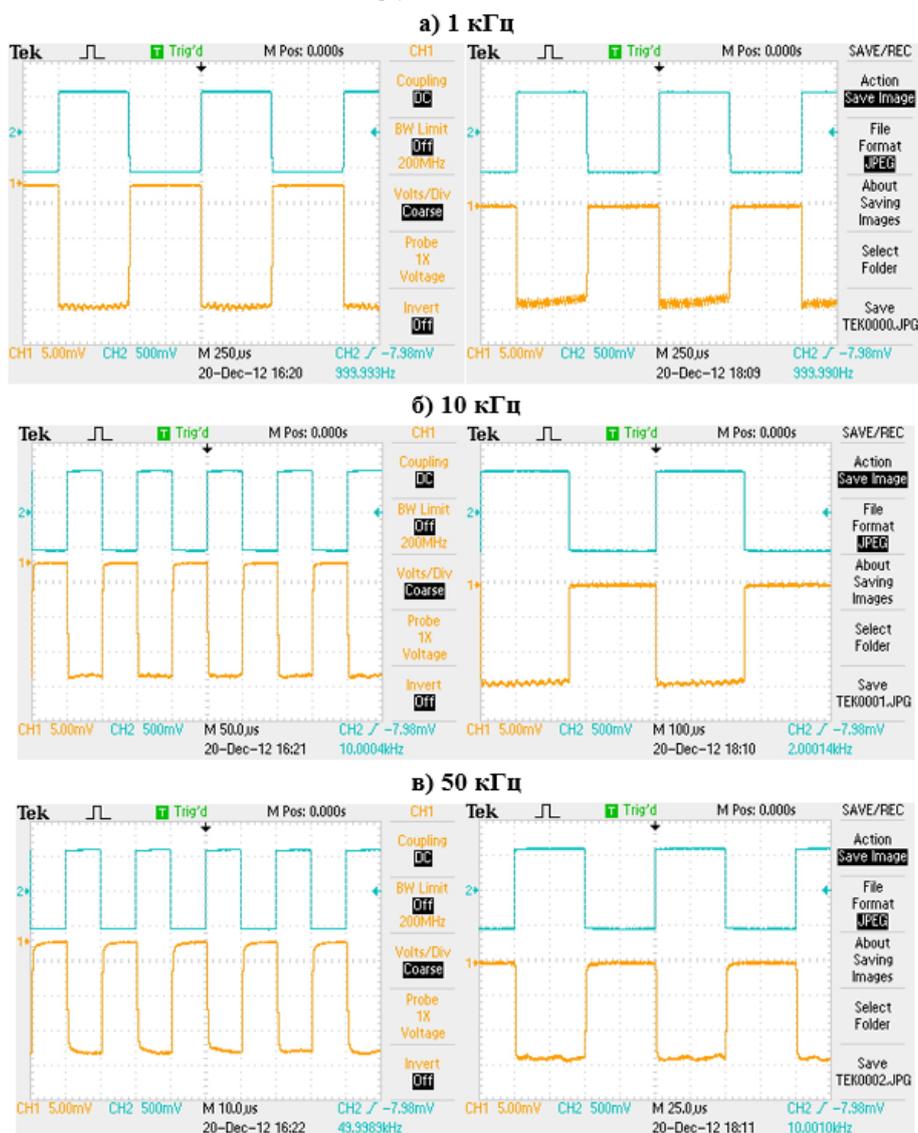


Рис. 3 Зависимость формы импульсов рентгеновского излучения от частоты повторения импульсов оптического излучения

Представленные осциллограммы демонстрируют, что:

- возможна работа ФРТ в импульсном режиме синхронно с импульсами источника оптического излучения;

- благодаря мгновенной реакции фотокатода на свет обеспечивается точная синхронизация начала генерации рентгеновского излучения;

- в импульсном режиме рентгеновская трубка работает в широком диапазоне частот.

В перспективе планируется разработка рентгеновского излучателя, конструктивно выполненного в кожухе с масляным охлаждением, работающего при напряжениях 140 кВ для применения в медицинских рентгеновских томографах, в аппаратуре для просвечивания багажа, а также - рентгеновских аппаратах другого назначения. Расчётные параметры излучателя:

- максимальное значение анодного тока в импульсе – 30-40 мА;

- длительность импульса – 6-50 мс при скважности не менее 20;

- диаметр фокусное пятно 0,7-0,9 мм.

В заключении следует отметить, что аппаратура на основе рентгеновских трубок с фотокатодом создается и в других странах.

Фирма «Hamamatsu» разработала флюороспектрометр «PicoXpreC» для измерения времени жизни материалов, возбуждаемых с помощью рентгеновского излучения. Использование трубки с фотокатодом позволило создать настольный источник коротких импульсов рентгеновского излучения.

Большой интерес проявляется специалистами NASA по применению такой трубки в сети дальней космической связи. Речь идет об увеличении скорости передачи навигационной и другой информации на порядок выше, чем сегодня. В сочетании с космическими навигаторами типа GPS или ГЛОНАСС рентгеновский источник генерирует импульсы с периодом включения/выключения несколько раз в секунду. Эти пульсации используются для цифрового кодирования цифровых при передаче данных. Предполагается, что интеграция систем, использующих оптику рентгеновского излучения, в перспективе сделает возможным существенное повышение скорости передачи данных в космической связи [2] [3].

Литература.

1. Лукьянов В. Н. «Направление вакуумных приборов мгновенного действия с внешним фотоэффектом»: Доклад на конференции / Дубна, 2016 г. – 20 с.

2. NASA's NavCube Could Support an X-ray Communications Demonstration in Space – A NASA First [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.nasa.gov/feature/goddard/2016/nasa-s-navcube-could-support-an-x-ray-communications-demonstration-in-space-a-nasa-first>. – Заглавие с экрана.

3. Next-Generation communications Demonstrating the world's First X-ray Communication System [Электронный ресурс]. – <https://nasasearch.nasa.gov/> – Заглавие с экрана.

РАЗРАБОТКА СТАНДАРТИЗОВАННОГО ПРОТОКОЛА ПО СИСТЕМЕ VI-RADS ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ РАБОЧЕЙ СТАНЦИИ ВРАЧА - РЕНТГЕНОЛОГА

Диденко В.В., Мануйлова О.О., Павлова Т.В. («Маммологический центр (Клиника женского здоровья)»), Прохоров А.В. (АО «МТЛ»)

Заболеваемость и смертность от рака молочной железы (РМЖ) остается одной из самых высоких в структуре онкологической патологии в России и во всем мире. Несмотря на

успехи, достигнутые в диагностике ранних форм РМЖ, в России остается высокий показатель выявления запущенных случаев данной патологии.

Первостепенной задачей врачей лучевой диагностики остается решение вопроса о рациональном подходе к диагностике заболеваний молочных желез (МЖ), так как одним из самых непростых разделов лучевой диагностики является визуализация МЖ. Индивидуальные особенности строения МЖ и высокий процент злокачественных образований обуславливают постоянное повышенное внимание пациентов, врачей и органов здравоохранения к этой тематике. В России до недавнего времени отсутствовали единые стандарты в интерпретации лучевых методов исследования молочной железы. Методологические и технологические основы проведения и описания инструментальных методов исследования молочных желез очень часто различаются даже в пределах одного лечебного учреждения.

В последние годы широко обсуждается вопрос о необходимости стандартизации диагностики заболеваний МЖ с оценкой диагностических изображений с использованием международной системы BI-RADS и введения данной классификации в клиническую практику медицинских учреждений нашей страны.

Сотрудниками Маммологического центра «Клиника женского здоровья» и российской компанией АО «МТЛ» было разработано программное обеспечение для автоматического протокола по системе BI-RADS.

Основное требование к автоматической рабочей станции (АРМ) врача-рентгенолога (маммолога): АРМ врача должен состоять из трех мониторов: рабочего места врача и двух 5-ти мегапиксельных специализированных мониторов для просмотра изображения. На рисунке 1 представлен АРМ врача-маммолога со стандартными раскладками.



Рис. 1. АРМ врача- маммолога

В основе АРМ врача-рентгенолога-маммолога заложено специализированное программное обеспечение, цель которого заключается в упрощении и повышения качества работы врача-маммолога, а также сбора статистических отчетов.

Перед разработкой программного обеспечения врачами-рентгенологами были сформулированы разработчику (АО «МТЛ») основные цели и задачи, предъявляемые к окончательному результату:

- Стандартизовать деятельность врача-рентгенолога-маммолога (по международным стандартам BI-RADS)

- Создать базу данных для обучающих программ

- Облегчить деятельность и ускорить процесс лучевого диагноста с повышением качества интерпретации рентгенологической картины и последующего описания.

Компоненты для программного обеспечения:

- медицинские карты

- регистрационная форма

- формализованный протокол (ФП) - маммография

- шаблоны описания

- статистические данные

- справочная информация (врача-рентгенолога)

Описание формализованного протокола МТЛ. Шаблоны запрограммированы под каждую категорию BI-RADS, врач-диагност после анализа маммограмм выбирает категорию BI-RADS отдельно для каждой молочной железы. Последующее заполнение данных происходит в структуре выпадающих списков, по признакам характерным для выбранной категории BI-RADS, на основании которого формируется печатная форма. Протокол представлен в виде набора вкладок с наличием в нем данных необходимых для описательной картины. Для каждой вкладки предусмотрен список-подсказка, с выбором необходимых признаков скиалогической картины.

Основные вкладки протокола:

- Оценка качества маммограмм

- Данные по исследованию (ФИО пациента, дата рождения, номер амбулаторной карты, число проведения исследования, дозовая нагрузка)

- Описание молочных желез, отдельно правая и левая молочная железа.

- Оценка плотности молочных желез по ACR

- Образования

- Кальцинаты

- Ассиметрия плотности

- Нарушение архитектоники ткани молочной железы

- Лимфатические узлы

- Сравнение с предыдущими исследованиями

- Рекомендации

- Заключение.

Таким образом врач-рентгенолог имеет четкий алгоритм описания молочных желез по системе BI-RADS. Образец протокола продемонстрирован на рисунке 2.

Данный протокол помогает повысить качество диагностики, так как повышается внимание врача к структурным изменениям молочных желез.

В программе заложена функция выбора категории по системе BI-RADS, с указанием плотности ткани молочной железы.

Программное обеспечение проходит клинические испытания в Маммологическом центре "Клиника женского здоровья". При исправлении и доработки незначительных

поправок, продукт можно рекомендовать для распространения в учреждениях, занимающихся диагностикой молочных желез.

Протокол маммографии в 2-х стандартных проекциях (Rcc, Lcc, Robl, Lobl).

Дата: 26 января 2017 Доза (мЗв): 0,312 №а/к 2304396 ФИО: Иванова И.И., 20 января 1961

Правая молочная железа:
Плотность ткани - с (по ACR). Молочная железа не деформирована. Кожа, сосок и ареола не изменены. Подкожный жировой слой без особенностей. Ткань молочной железы преимущественно смешанной структуры. Обызвестление стенок сосудов - нет. Интрамаммарные л/у - нет. Млечные протоки - не расширены.
Выявляется объемное образование (O1) у границы внутренних квадрантов молочной железы, в срединном отделе, овальной формы, с четким краем, низкой плотности. Липома. Размер 5,5x4,5см. Аксиллярные лимфатические узлы жироперерожденные.
тень кожного образования в н/вн кв.

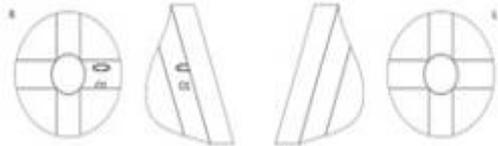
BI-RADS 2.

Левая молочная железа:
Плотность ткани - с (по ACR). Молочная железа не деформирована. Кожа, сосок и ареола не изменены. Подкожный жировой слой без особенностей. Ткань молочной железы преимущественно смешанной структуры. Обызвестление стенок сосудов - нет. Интрамаммарные л/у - нет. Млечные протоки - не расширены.
Выявляются кальцинаты (K1) по типу оправы (яичной скорлупы), с единичным распределением.
Аксиллярные лимфатические узлы жироперерожденные. Доброкачественная кальцификация.

BI-RADS 2.

Заключение: Правая молочная железа: умеренно выраженная фиброзно-кистозная мастопатия. Липома.
Левая молочная железа: умеренно выраженная фиброзно-кистозная мастопатия. Доброкачественная кальцификация.

Рекомендации: Консультация онколога-маммолога. УЗИ молочных желез в плановом порядке. R-контроль через 1 год по месту жительства.



Врач: _____ врач-рентгенолог _____.

Данное заключение не является диагнозом и должно быть интерпретировано с учетом клинико-объективных данных.

Рис.2. Образец формы протокола по системе BI-RADS

ОБ ОСОБЕННОСТЯХ КОНСТРУИРОВАНИЯ РЕНТГЕНОВСКИХ УСТАНОВОК ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ В ПРОМЫШЛЕННОСТИ

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

Рентгеновские методы неразрушающего контроля занимают приоритетное место при необходимости осуществить контроль качества изделия, определить наличие дефектов и выполнить экспертные исследования. При этом значительная доля исследований проводится в стационарных условиях на базе специализированных лабораторий. Очевидно, что для указанного применения необходимо создать соответствующие условия для работы, в первую очередь на основании современных требований безопасности при работе с источниками ионизирующего излучения, учитывая также номенклатуру объектов, которые необходимо изучить и требования качеству исследований. Под качеством исследований в данном случае понимается достижение заданных характеристик изображения, позволяющих судить о наличии или отсутствии дефектов. К таким характеристикам в первую очередь относятся:

- пространственная разрешающая способность;
- контрастность;
- соотношение сигнал-шум;
- динамический диапазон [1].

В настоящей работе предпринята попытка систематизировать некоторые особенности при проектировании и конструировании установок для рентгеновского неразрушающего контроля на примере разработок, ведущихся на базе Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина).

За последние несколько лет произошли существенные изменения в действующих на территории Российской Федерации санитарных правилах. Вышли значительно переработанные документы:

- санитарные правила и нормативы СанПиН 2.6.1.3289-15 "Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при обращении с источниками, генерирующими рентгеновское излучение при ускоряющем напряжении до 150 кВ";
- санитарные правила и нормативы СанПиН 2.6.1.3164-14 "Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при рентгеновской дефектоскопии".

Как известно, для работы с источниками ионизирующего излучения требуется лицензия на соответствующую деятельность, получение которой сопряжено с рядом мероприятий. Тем не менее, в соответствии с пунктом 1.7.2 СП 2.6.1.2612-10 "Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ 99/2010)" «Освобождаются от контроля после оформления санитарно-эпидемиологического заключения (далее – СЭЗ): электрофизические устройства, генерирующие ионизирующее излучение, при любых возможных режимах и условиях эксплуатации которых мощность амбиентного эквивалента дозы в любой доступной точке на расстоянии 0,1 м от внешней поверхности устройства не превышает 1,0 мкЗв/ч». Под любыми возможными режимами эксплуатации изделия понимаются любые режимы, которые может установить пользователь, не нарушая конструкцию изделия или пломбу изготовителя.

Следует отметить, что единственным, в настоящее время, документом, подтверждающим радиационную безопасность устройства, генерирующего ионизирующее

излучение, является экспертное заключение аккредитованной лаборатории. При этом, заключение о возможности эксплуатации установки без оформления лицензии (в соответствии с п 1.7 ОСПОРБ 99/2010) может выдать только головное научное учреждение Роспотребнадзора – ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева.

При соблюдении данного условия получение разрешения на эксплуатацию источников ионизирующего излучения значительно упрощается и выглядит следующим образом:

1. Представления в территориальное управление Роспотребнадзора по субъекту Российской Федерации разрешительной документации (экспертное заключение, сертификат соответствия);

2. Согласования заявки на поставку с территориальным управлением Роспотребнадзора по субъекту Российской Федерации (данный пункт необязателен в соответствии с п 3.5.1. ОСПОРБ 99/2010, однако рекомендуется его выполнять);

3. Обучение специалиста, ответственного за радиационную безопасность на предприятии;

4. Извещение управления Роспотребнадзора об осуществлении поставки источника ионизирующего излучения;

5. Подача заявления и получение санитарно-эпидемиологического заключения.

Как уже отмечалось, одним из наиболее существенных требований является необходимость обеспечения радиационной безопасности.

В настоящий момент на практике применяются три основных способа расчета защиты от ионизирующего излучения (рентгеновского):

- экспериментальный (на практике применяется редко);

- на основе универсальных таблиц для расчетов защиты от фотонного излучения точечных изотропных источников;

- на основе номограмм и характеристик рентгеновской трубки.

Использование универсальных таблиц для расчета защиты от фотонного излучения позволяет достаточно просто оценить толщину необходимого защитного слоя. Тем не менее ввиду ряда допущений такой расчет нельзя назвать достаточно точным:

- данные в таблицах приведены для моноэнергетических источников излучения;

- отсутствует учет вторичного (рассеянного) излучения;

- отсутствует учет характеристического излучения [2].

Не смотря на указанные допущения, применять указанный метод можно, приведя непрерывный тормозной спектр излучения от рентгеновской трубки к моноэнергетическому используя формулу:

$$E = \frac{2}{3} eU ,$$

где E – эффективная энергия квантов в спектре, кэВ; e – заряд электрона; U – ускоряющее напряжение, кВ.

Таким образом, для ускоряющего напряжения 150 кВ эффективная энергия квантов в спектре составляет 100 кэВ.

Зная диаграмму направленности излучения (мощность амбиентного эквивалента дозы в различных направлениях), можно, используя справочные таблицы из [2], определить необходимое значение толщины защиты.

Таблица 1.

Таблица для расчета защиты от ионизирующего излучения со средней энергией $E = 100$ кэВ.

Кратность ослабления	Толщина защиты, см			
	Бетон	Сталь	Свинец	Вольфрам
1,5	4,9	0,26	0,02	0,01
10	12,1	1,1	0,08	0,04
100	19,6	2,1	0,17	0,08
10^3	26,6	3,0	0,28	0,12
10^4	33,4	4,0	0,38	0,17
10^5	40,2	4,6	0,5	0,22
10^6	46,8	5,7	0,61	0,27
10^7	53,4	6,6	0,72	0,32

Более точным является расчет защиты на основе расчет параметров номограмм.

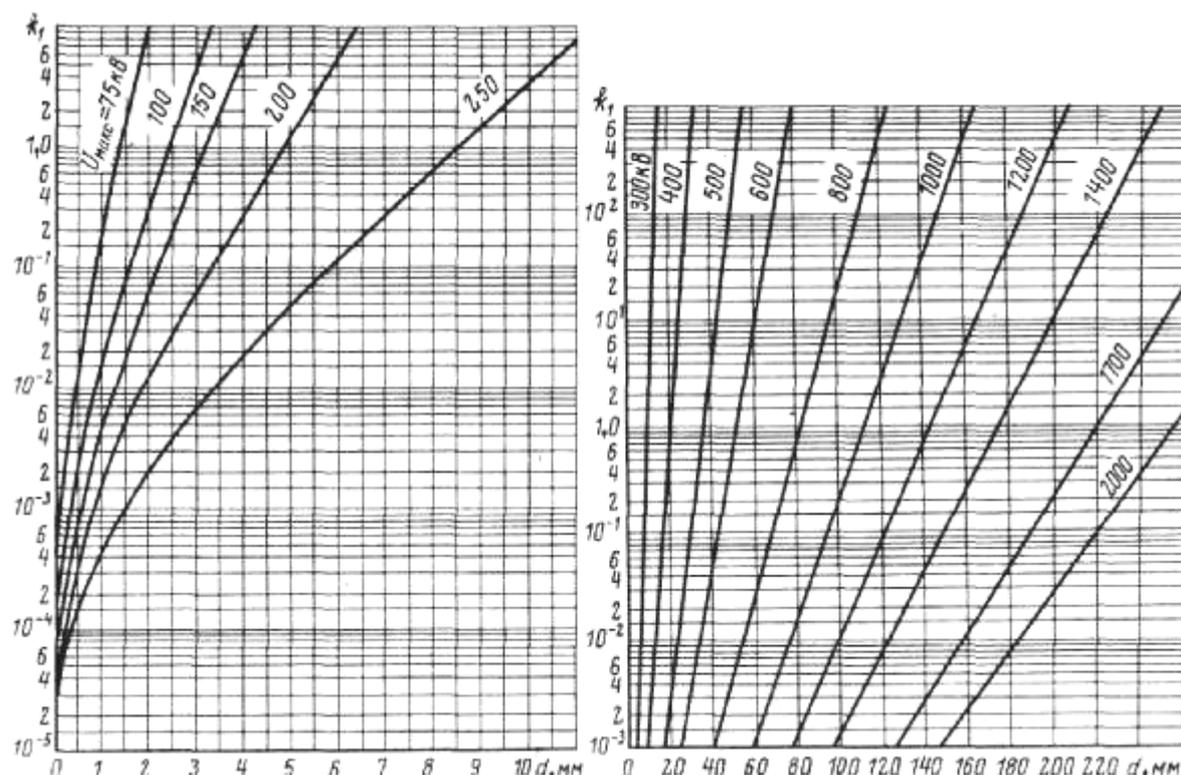


Рис. 1. Номограммы для расчета защиты из свинца

Параметром номограмм является коэффициент

$$k_1 = 2,5 \times \frac{D_T}{D_{T_0}} \times m \times \frac{i}{R^2} \times N,$$

где D_T – радиационный выход конкретной рентгеновской трубки, для которой определяется защита; D_{T_0} – радиационный выход некоторой стандартной рентгеновской трубки; m – отношение проектной предельно допустимой мощности эквивалентной дозы для помещений постоянного пребывания персонала категории А при 36-часовой рабочей неделе к проектной мощности дозы для данных условий; i – сила тока в рентгеновской трубке, мА; R – расстояние от анода рентгеновской трубки до точки расчета; N – коэффициент направленности излучения (для прямого пучка $N = 1$, для рассеянного излучения – $N = 0,05$)

Защита рассчитывается исходя из номинальных значений тока и напряжения рентгеновской трубки.

В технической документации на рентгеновские трубки и аппараты обычно приведена таблица мощности экспозиционной дозы рентгеновского излучения (лучевая отдача) при заданных условиях измерения (таблица 2).

Таблица 2.

Данные о мощности дозы рентгеновского излучения от рентгеновской трубки для аппарата ИНТРОВОЛЬТ 100ВЕ

Тип аппарата	Тип трубки	Мощность экспозиционной дозы, Р/мин	Условия измерения		
			Расстояние, мм	Высокое напряжение, кВ	Ток пучка, мА
ИНТРОВОЛЬТ-100ВЕ	1БПВ15-100	40	500	100	10

Из данных, представленных в таблице 2 можно определить радиационный выход рентгеновской трубки по следующей формуле:

$$D_T \left[\frac{\text{мГр} \times \text{м}^2}{\text{мА} \times \text{мин}} \right] = \frac{X \left[\frac{\text{Р}}{\text{мин}} \right] \times R^2 \left[\text{м}^2 \right] \times 10}{i \left[\text{мА} \right]},$$

Где X – мощность экспозиционной дозы в соответствии с табл. 1; R – расстояние в соответствии с табл. 1; i – ток пучка в соответствии с табл. 1; 10 – коэффициент перехода от Р к Гр.

Подставив указанные значения получаем:

$$D_T = \frac{40 \times 0,25 \times 10}{10} = 10 \left[\frac{\text{мГр} \times \text{м}^2}{\text{мА} \times \text{мин}} \right]$$

Далее необходимо определить предельно допустимую мощность дозы для помещений пребывания соответствующих категорий персонала (населения). Допустимая мощность дозы определяется с учетом предела дозы в год с коэффициентом запаса 2 по формуле

$$ДМД_0 \left[\frac{\text{мкЗв}}{\text{ч}} \right] = \frac{ПД \left[\frac{\text{мкЗв}}{\text{год}} \right]}{2 * 1700 \left[\frac{\text{ч}}{\text{год}} \right]}$$

Предел дозы для персонала А составляет 20 мЗв/год, для персонала группы Б – 5 мЗв/год, для населения – 1 мЗв/год.

Тогда ДМД₀ для персонала группы А составляет 6 мкЗв/ч, для персонала группы Б – 1,5 мкЗв/ч, для населения – 0,3 мкЗв/ч.

Радиационный выход «стандартной» рентгеновской трубки определяется графически по справочнику [2].

Необходимо отметить, что на практике часто реализуется комбинированный подход к определению защиты. Также эффективным приемом является коллимация пучка рентгеновского излучения свинцовыми диафрагмами. С помощью указанного приема можно значительно снизить массо-габаритные характеристики оборудования за счет использования «двухступенчатой» защиты от ионизирующего излучения.

Таким образом, рассмотрены основные подходы к организации защиты от ионизирующего излучения при конструировании установок для неразрушающего контроля в промышленности.

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. Микрофокусная рентгенография: физико-технические особенности, современные средства визуализации и способы применения. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Бессонов В.Б. // Вакуумная техника и технология. 2015. Т. 25. № 2 С. 153.

2. П. Машкович, А.В. Кудрявцева. Защита от ионизирующих излучений / М., Энергоатомиздат. 1995 г. 450 с.

МОДИФИКАЦИЯ СХЕМЫ И ИССЛЕДОВАНИЕ РЕЖИМОВ РАБОТЫ ВЫСОКОЧАСТОТНОГО ИМПУЛЬСНОГО РЕЗОНАНСНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ИСТОЧНИКА ПИТАНИЯ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

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

На современном рынке силовых импульсных схем резонансные преобразователи находят достаточно узкую область применения. Связано это с тем, что процесс разработки классических ШИМ преобразователей достаточно хорошо отлажен и исследован. Поэтому помимо того, что существующие знания физики процессов в преобразователе и годы накопления опыта их расчета и проектирования значительно упрощают и ускоряют разработку современного источника питания, схемы, основанные на ШИМ управлении наиболее просты в своей структуре, а значит более надежны.

Однако несмотря на очевидные недостатки, такие как: усложненный расчет, увеличенные размеры и масса устройства, отклонения параметров схемы от изделия к изделию (что вынуждает осуществлять ручную настройку каждого отдельного источника питания), резонансный преобразователь демонстрирует существенные достоинства в сравнении с другими топологиями высокочастотного генератора. К ним можно отнести: более низкая динамическая нагрузка на силовые ключи, сниженные электромагнитные помехи, которые генерирует схема, увеличенная эффективность использования сердечника трансформатора, а также выходного выпрямителя или умножителя.

В рамках проекта по разработке специализированного рентгеновского аппарата была поставлена задача по проектированию генератора, построенного на резонансной топологии. Предварительным результатом являлся макет, испытанный на низком выходном напряжении (коэффициент трансформации для простоты был взят равным единице). Преобразователь строился на LC топологии и показывал удовлетворительный результат: при мощности

нагрузки 320 Вт температура ключей и реактивных элементов не поднималась выше 55°C. Блок-схема управления, представленная на рисунке 1, демонстрирует принцип управления источником. В качестве генератора управляющих импульсов был выбран микроконтроллер, поскольку это позволило значительно упростить управление режимами работы и отладки источника от персонального компьютера, а также увеличило надежность системы, упростило схему и расширило возможности контроля режима работы преобразователя: от регулировки в широком диапазоне частоты и коэффициента заполнения мостовой схемы до возможности создания алгоритмов автоматической подстройки параметров и калибровки. К недостатку использование микропроцессорной системы можно отнести отсутствие возможности стабилизации выходного напряжения с быстрой переходной характеристикой. Помимо этого, микроконтроллер является цифровой системой (в большей степени), поэтому частотная и широтно-импульсная регулировка ограничены дискретизацией внутренних таймеров микросхемы.

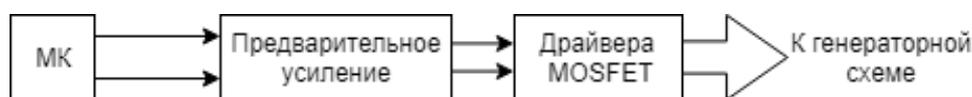


Рис. 1. Блок-схема организации преобразователя

В качестве источника входного напряжения используется стабилизированный источник питания на 24 В. Регулировка осуществлялась частотным методом. С ростом частоты LC – фильтр, настроенный на определенную резонансную частоту, выделяет все меньшую часть основной гармоники первичного сигнала. До тех пор, пока рабочая частота выше резонансной, открытие ключей происходит по механизму мягкой коммутации при нулевом напряжении: это означает, что индуктивная нагрузка, чем является резонансная цепь на высоких частотах, при закрытии одного плеча формирует ток, протекающий через внутренние (или внешние) диоды противоположного плеча. Это приводит к тому, что падение напряжения на открывающихся ключах равно падению напряжения на диоде, что практически полностью исключает потери, связанные с коммутацией. Противоположным эффектом является коммутация при нулевом токе, когда нагрузка емкостная (частота, соответственно, ниже резонансной) и без потерь происходит открытие ключей. Второй метод имеет ряд недостатков (увеличенная токовая нагрузка на диоды, наличие коммутационных потерь при разрядке внутренних емкостей транзистора), поэтому резонансные преобразователи обычно работают на частотах выше резонансной частоты LC контура. Исключение составляют топологии, построенные на токовых приборах – IGBT, в которых таким образом нивелируется наличие «токового хвоста», или тиристорах, выключение которых будет происходить естественным образом и без потерь (ток через ключ сам достигнет нуля).

При тестировании схемы на высоковольтном трансформаторе (схема на рисунке 2) поведение схемы изменило свой характер. В первую очередь, спектральный состав выходного напряжения в первичной обмотке значительно сократился: на всем исследуемом частотном диапазоне (60 – 120 кГц, истинная резонансная частота преобразователя 72 кГц) выходной сигнал представлял собой практически чистый синус. Во-вторых, изменилось влияние нагрузки на резонансную частоту схемы: на слабой нагрузке резонансная частота выше, чем на большой, что являлось диаметрально противоположным результатам, которые получены ранее. В-третьих, ШИМ регулировка (испытание проводилось в диапазоне коэффициента заполнения 30 – 95%) теперь не только не искажает выходной сигнал

(искажения начинаются только в области малых коэффициентов заполнения), но и практически линейно регулирует амплитуду напряжения на первичной и, как следствие, вторичной обмотке.

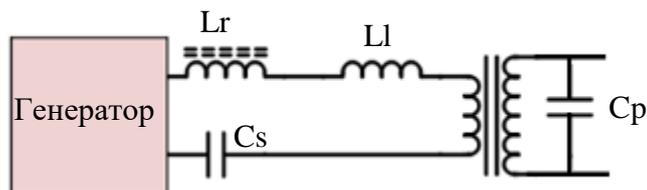


Рис. 2. Схема работы резонансного преобразователя в высоковольтной схеме

Преобразование, которое произошло со схемой, объясняется изменением структуры резонансной цепи. В случае высоковольтного трансформатора витки вторичной обмотки, ввиду их большого количества, образуют достаточно большую паразитную емкость (оценочное значение варьируется в области десятков нФ). На эквивалентной схеме эта емкость подключается параллельно первичной обмотке. Стоит отметить, что на стороне первичной цепи данная емкость увеличивается в соответствии с коэффициентом трансформации. Полученная схема представляет собой еще один достаточно известный вариант резонансной топологии и называется последовательно-параллельный резонансный LCC преобразователь (схема, полученная на низковольтном трансформаторе, является последовательной).

Отличительной особенностью LCC схемы является увеличение резонансной частоты с уменьшением нагрузки. Связано это с тем, что в резонансную цепь вносит вклад параллельная емкость, снижая эффективную емкость LC контура в соответствии с формулой (1):

$$C_r = \frac{C_p \cdot C_s}{C_p + C_s} \quad (1)$$

где C_r – результирующая резонансная емкость, Ф; C_s – последовательная емкость, Ф; C_p – параллельная емкость, Ф. Отличительными особенностями LCC преобразователя являются:

1. Возможность усиления напряжения. В то время, как LC преобразователь работает исключительно как понижающий преобразователь, LCC схема позволяет получить коэффициент усиления напряжения как меньше, так и больше единицы.

2. Подстройка C_p позволяет регулировать как возможный коэффициент усиления, так и добротность резонансной кривой LCC цепи: низкая добротность позволяет упростить частотную регулировку путем снижения крутизны кривой усиления.

3. LCC преобразователь обеспечивает более чистый спектральный состав напряжения на обмотках трансформатора, что позволяет использовать сердечники с более низкой частотой среза (и, соответственно, большей магнитной проницаемостью).

4. В параллельной и последовательно-параллельной топологиях присутствует сквозной ток, протекающий через параллельную реактивность и увеличивающий потребление схемы: с одной стороны, это позволяет осуществлять усиление, с другой – увеличивает токовую нагрузку на все силовые компоненты схемы (больше всего страдает индуктивность).

В рамках представленной работы была проведена модификация силовой схемы генератора для резонансного LCC преобразователя. На рисунке 3 представлено фото силовой платы, формирующей переменное напряжение на первичной обмотке трансформатора. Поскольку пиковая токовая нагрузка на индуктивность составляет -около 24 А, необходимо

предпринять особые меры по защите компонента от насыщения. Магнитная индукция в кольцевом сердечнике упрощенно можно вычислить по формуле (2):

$$B = \frac{L \cdot I}{N \cdot S} = \frac{Al \cdot N \cdot I}{S} \quad (2)$$

где B – значение магнитной индукции в сердечнике, Тл; I – ток через катушку, А; L – индуктивность катушки, Гн; N – количество витков, Al – удельная индуктивность сердечника, Гн/вит²; S – эффективная площадь поперечного сечения сердечника. Таким образом, для снижения нагрузки на компонент (помимо предохранения от насыщения снижение B приводит к снижению потерь в сердечнике) было снижено количество витков сердечника. Для компенсации индуктивности и дополнительному снижению магнитного поля в катушке была увеличена площадь поперечного сечения путем совмещения трех кольцевых сердечников. Дополнительно к силовым ключам добавлены пленочные конденсаторы по 22 нФ для снижения динамических потерь при закрытии ключей, а также добавлены внешние диоды Шоттки, имеющие лучшие временные и статические характеристики, чем внутренние диоды MOSFET транзисторов. Поскольку ШИМ регулировка приводит к снижению нагрузки на транзисторы и увеличению ее на диоды, для обеспечения надежности схемы используются диоды в корпусе to-220 и с рабочим током 20 А.



Рис. 3. Силовая плата резонансного преобразователя и модифицированная конструкция высоковольтного трансформатора

Негативным следствием снижения резонансной индуктивности является увеличение сквозного реактивного тока, особенно на высоких частотах. Это приводит к снижению эффективности схемы, поэтому основным направлением по оптимизации КПД преобразователя является снижение параллельной емкости, т.е. собственной емкости вторичной обмотки трансформатора. Стоит отметить, что в классическом ШИМ генераторе данная емкость имеет более разрушительный эффект – она приводит к серьезным броскам тока в момент переключения транзисторов и, как следствие, к серьезным динамическим потерям. Единственный метод снижения обмоточной емкости трансформатора – модификация его конструкции. Основные направления по снижению обмоточной емкости включает в себя:

1. Пространственное разделение витков с большой разностью потенциалов.
2. Увеличение толщины изоляции провода.
3. Пространственное разделение первичной и вторичной обмоток.

Также на рисунке 3 представлено фото модифицированной конструкции высоковольтного трансформатора. За основу была взята конструкция с секционированными обмотками: область намотки разделяется на секции, которые по очереди заполняются проводом. Данный подход обеспечивает равномерный рост потенциала от одного края катушки к другой и, как следствие, снижение емкости. Изготовлена катушка из фторопласта для обеспечения высокой электрической прочности трансформатора. После намотки вторичной обмотки (она наматывается первой ввиду требования минимальной паразитной индуктивности на вторичной стороне) на катушку надевается чехол из фторопласта и наматывается первичная обмотка. Образующаяся за счет большого воздушного зазора паразитная индуктивность складывается с резонансной и не вносит значительного вклада в резонансную частоту ввиду малого числа витков (в практической схеме на первичной стороне используются 2-3 витка).

В результате работы была испытана схема резонансного генератора на высоковольтном трансформаторе, получены удовлетворительные результаты, связанные, в первую очередь, с увеличением эффективности работы схемы. КПД преобразователя было увеличено за счет следующих факторов:

- снижены динамические потери за счет дополнительных конденсаторов на ключах;
- нагрузка с внутренних диодов транзистора переведена на внешние, более эффективные, диоды Шоттки;
- оптимизированы конструкции трансформатора и резонансной индуктивности.

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

Литература.

1. Колпаков А.И. В лабиринте силовой электроники (сборник статей). СПб: Издательство Буковского, 2000. 96 с.
2. Philips semiconductors. Power semiconductor applications, chapter 2 – Switch mode power supplies. URL: <http://educyclopedia.karadimov.info/library/APPCHP2.pdf> (дата обращения 13.09.2017).
3. Вдовин С.С. Проектирование импульсных трансформаторов. Л: Энергия, 1971. 148 с.

ОЦЕНКА ПРИМЕНИМОСТИ НИЗКОДОЗОВОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ДЛЯ СКРИНИНГА РАКА ЛЕГКИХ В ГОРОДСКОЙ БОЛЬНИЦЕ

Каростик Д.В. (ФГБУ «СПб НИИФ» Минздрава России, СПбГУ)

Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева), Камышанская И.Г., Черемисин В.М. (СПбГУ, СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница»)

Проблема злокачественных новообразований, в частности рака легких, является чрезвычайно актуальной. Среди причин смерти населения РФ новообразования занимают второе место, уступая лишь заболеваниям системы кровообращения. В структуре первичной заболеваемости злокачественными новообразованиями на долю рака легких приходится порядка 10%. При этом в структуре онкологической смертности мужчин рак данной

локализации занимает первое место, - около 28%, у женщин на его долю приходится порядка 7% [1]. Данный показатель во многом обусловлен неэффективной диагностикой рака легких на ранних стадиях процесса [2].

Развитие компьютерной томографии (КТ) и использование низкодозовых протоколов для КТ грудной клетки позволяют использовать данный метод лучевой диагностики с целью скрининга рака легких [3]. Главным отличием низкодозовой КТ (НДКТ) от диагностической или высокоразрешающей КТ (ВРКТ) является использование специальных низкодозовых протоколов, благодаря чему достигается значительное снижение доз облучения пациентов.

Таким образом, для решения проблемы диагностики рака легких на ранних стадиях за рубежом используется НДКТ в качестве метода скрининга для групп высокого риска [4]. Существующая же в нашей стране система профилактических исследований (цифровая флюорография - ФЛГ) направлена исключительно на выявление туберкулеза.

Целью данной работы являлась оценка применимости профилактической НДКТ органов грудной полости на примере городской больницы. Были поставлены следующие задачи:

- Определить структуру результатов исследований органов грудной клетки (ОГК) в практике ФЛГ кабинета городской больницы.
- Сравнить диагностическую и экономическую эффективность методов ФЛГ и НДКТ.
- Сравнить дозы облучения пациентов и сопутствующие им риски.

Исследование проводилось на базе СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница» в кабинетах ФЛГ рентгенологического отделения и мультиспиральной компьютерной томографии. Исследование было разделено на два этапа. В ходе ретроспективного этапа была проанализирована выборка пациентов из 8554 человек, которым проводилась цифровая флюорография в ФЛГ-кабинете Мариинской больницы за 2016 год. При этом учитывались: пол и возраст пациента, эффективная доза за исследование, заключение по результатам ФЛГ.

Перспективный этап исследования проводился с февраля по апрель 2017 года. Схема исследования представлена на рисунке 1. Из всей выборки пациентов, проходящих цифровую ФЛГ в данный период времени, были отобраны пациенты, попадающие под сформулированные критерии отбора (возраст старше 40 лет, стаж курения от 20 пачка-лет). Из пациентов, давших информированное добровольное согласие на участие в исследовании, была сформирована выборка из 126 человек, которая, по результатам проведения цифровой ФЛГ, была разделена на две подгруппы. Первую составили пациенты без патологии, при этом была проведена НДКТ десяти случайно отобраным людям. Во вторую подгруппу вошли больные с любой обнаруженной на ФЛГ патологией, все они были направлены на НДКТ. После проведения НДКТ всем пациентам (33 человека) была выполнена ВРКТ.

ФЛГ выполнялась на цифровом флюорографе ФЦ-01 «Электрон» (Россия) на стандартном протоколе (анодное напряжение 100 кВ, расстояние источник-приемник 150 см, включенный автоматический контроль экспозиции, толщина полной фильтрации 5 мм Al, с растром). КТ выполнялась на томографе Somatom Definition 64 «Siemens» (Германия). Параметры протоколов НДКТ и ВРКТ представлены в таблице 1.

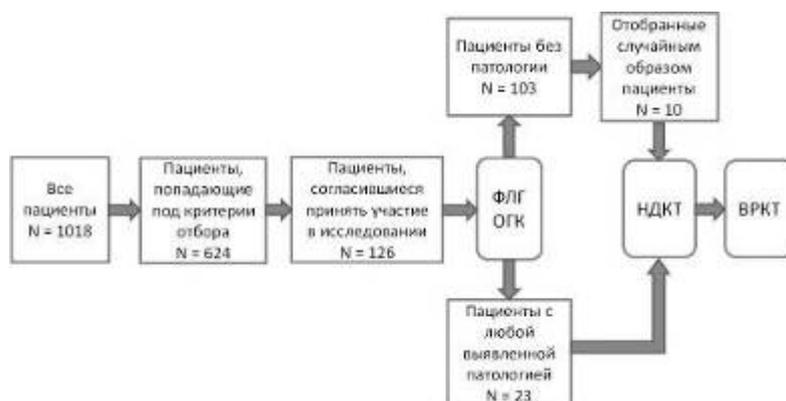


Рис. 1. Схема проведения исследования.

Таблица 1.

Параметры низкодозового протокола КТ ОГК

Протокол	Анодное напряжение, кВ	Экспозиция, мАс	Шаг спирали (pitch)	Коллимация	Толщина среза, мм
НДКТ	100	40	1,35	64*0,6	5,0
ВРКТ	120	80-200 ¹	1,35	64*0,6	1,0

¹с включенной автоматической модуляцией мАс

Цифровые флюорограммы ОГК описывал врач ФЛГ - кабинета (стаж работы 4 года); томограммы НДКТ и ВРКТ анализировал заведующий отделением компьютерной томографии (стаж работы 10 лет). Все цифровые снимки, НДКТ и ВРКТ оценивал эксперт (заведующей рентгенологическим отделением, стаж работы 25 лет).

Оценка эффективных доз для ФЛГ осуществлялась с использованием программного обеспечения РСХМС 2.0 (Финляндия) на основе произведения дозы на площадь и параметров проведения исследования. Эффективные дозы от НДКТ и ВРКТ были определены согласно МУ 2.6.1.2944-11. Оценка рисков развития радиационно-индуцированных заболеваний была проведена в соответствии с методическими рекомендациями МР 2.6.0098-15 [5].

Оценка диагностической эффективности методов ФЛГ и НДКТ осуществлялась путем сравнения чувствительности и специфичности данных методов с ВРКТ по результатам сбора и обработки данных.

Экономическая эффективность определялась по величине затрат на проведение исследования одному пациенту за период в 10 лет. При этом учитывались годовая заработная плата персонала, стоимость новой аппаратуры, расходы на техническое обслуживание, сервисные и гарантийные работы.

По результатам ретроспективного анализа более 85% обследованных лиц по заключению врача-рентгенолога какой-либо патологии не имели. Количество случаев выявления злокачественных новообразований крайне мало – всего 21 случай, что составило 0,24%. Это может быть объяснено как низкой заболеваемостью данной патологией в использованной выборке пациентов, так и низкой выявляемостью данной патологии с помощью цифровой ФЛГ ОГК.

Результаты сравнения индивидуальных доз пациентов за исследование ОГК для ФЛГ, НДКТ и ВРКТ в различных дозовых величинах представлены в таблице 2.

Таблица 2.

Сравнение доз пациентов при проведении ФЛГ, НДКТ и ВРКТ

Вид исследования	ПДП, сГр*см ²	DLP, мГр*см	Эффективная доза, мЗв
ФЛГ	71,4 ± 31,8 ¹ (37,4 – 157,2)	-	0,13 ± 0,06 (0,06 – 0,28)
НДКТ	-	56,7 ± 5,3 (49,6 – 68)	0,96 ± 0,09 (0,84 – 1,16)
КТ	-	283,6 ± 26,3 (248 – 340)	4,82 ± 0,45 (4,22 – 5,78)

¹данные приводятся в формате: среднее ± стандартное квадратичное отклонение; диапазон выборки

Результаты оценки диагностической эффективности методов ФЛГ и НДКТ представлены в таблице 3.

Таблица 3.

Сравнение диагностической эффективности ФЛГ и НДКТ ОГК

Параметр	Чувствительность, %	Специфичность, %	Прогностичность положительного результата, %	Прогностичность отрицательного результата, %	Диагностическая эффективность, %
ФЛГ	93	47	57	90	67
НДКТ	93	100	100	95	97

При идентичной чувствительности методов ФЛГ и НДКТ (92%) специфичность методов отличается в 2 раза: 47% и 100% для ФЛГ и НДКТ соответственно. Метод ФЛГ отличается низкой прогностичностью положительного результата (57%) и диагностической эффективностью (67%), в то время как у НДКТ данные показатели приближаются к 100%.

Высокая чувствительность метода ФЛГ оправдывает использование данного метода в профилактических целях. При этом НДКТ не имеет преимуществ по данному показателю перед методом ФЛГ. Таким образом, метод ФЛГ полностью удовлетворяет главной цели профилактического исследования – обнаружить патологию. При этом для данной цели информация, получаемая при НДКТ, зачастую избыточна и носит уточняющий характер.

Оценка радиационно-индуцированного риска была выполнена для выборок пациентов из ретроспективного (для сценария замены ФЛГ на НДКТ) и проспективного исследований. В таблице 4 представлены данные для выборки пациентов из ретроспективного исследования.

Переход на метод НДКТ в алгоритме диагностики увеличит суммарный пожизненный риск для выборки пациентов из ретроспективного исследования в 4 раза, что будет соответствовать 4,2 случаям рака в дополнение к фоновой заболеваемости для выборки в 100 тыс чел.

Результаты расчетов стоимости исследования на одного пациента за 10 лет (период амортизации рентгеновского оборудования) для методов ФЛГ и НДКТ представлены в таблице 5.

Стоимость компьютерного томографа превышает стоимость аппарата для цифровой флюорографии в 10 раз; стоимость годового технического обслуживания – в 6 раз. При этом следует учесть дополнительные затраты по замене рентгеновской трубки компьютерного томографа (около 80 000 евро; 5200000 руб. по курсу на 2016 г.). Ресурс такой трубки, как правило, составляет 500000 мА*с; что при использовании низкодозовых протоколов (см. таблицу 2.3) соответствует 12500 пациентам. Данный ресурс будет выработан в течение полутора лет при условии сохранения потока пациентов в среднем 8500 пациентов в год

(усредненные данные за 5 лет по кабинету ФЛГ). За период в 10 лет расходы на проведение исследования одному пациенту составят 159 руб. для ФЛГ и 1958 руб. для НДКТ (в 12 раз выше). Данное соотношение существенно затрудняет внедрение НДКТ в практику городской больницы, принимая во внимание, что профилактические исследования оплачиваются государством.

Таблица 4.

Сравнение суммарного пожизненного риска для ФЛГ и НДКТ для выборки пациентов из ретроспективного исследования

Метод	Возрастная категория	Число пациентов	Возраст-зависимый множитель	Суммарная эффективная доза	Коллективный риск для данной выборки	Суммарный пожизненный риск для данной выборки, число случаев
ФЛГ	<18	52	2,3	7,73	0,001013	0,099097
	18-65	6923	0,9	1840,27	0,094406	
	65+	1423	0,1	645,17	0,003677	
НДКТ	<18	52	2,3	49,92	0,006545	0,355275
	18-65	6923	0,9	6646,08	0,340944	
	65+	1423	0,1	1366,08	0,007787	

Таблица 5.

Расчет стоимости ФЛГ и НДКТ исследования на одного пациента за период 10 лет

Статья расходов	ФЛГ, руб.	НДКТ, руб.
Число лет эксплуатации аппарата	10	10
Заработная плата персонала		
Итого:	4800000	4800000
Технические расходы		
Стоимость нового аппарата	5203175	51220000
Техническое обслуживание в год	350000	2000000
Стоимость замены трубки	-	5200000
Число пациентов в день	34	25
Число пациентов в год	8500	6175
Число пациентов за 10 лет	85000	61750
Расходы за 10 лет на 1 аппарат	13503175	120908000
Затраты на 1 пациента	159	1958

Проведенное проспективное исследование показало высокую чувствительность и низкую специфичность метода ФЛГ, что подтверждает возможность его использования в профилактических целях. Метод НДКТ позволял верифицировать ложноположительные случаи по результатам ФЛГ, или предоставлял дополнительную информацию, не имеющую высокой диагностической значимости. Метод НДКТ является существенно менее экономически эффективным по сравнению с ФЛГ; при этом использование НДКТ сопряжено со значительно (до одного порядка величины) более высоким риском радиационно-индуцированных эффектов. Таким образом, проведение НДКТ органов грудной клетки с профилактической целью в условиях городской больницы нецелесообразно.

Литература.

1. Здравоохранение в России. 2015: Стат. сб. / Росстат. М. 2015. – 174 с.

2. World Health Organization. Cancer Fact Sheet №297. 2017. Онлайн-ресурс. Доступен по адресу: www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en. 16.05.2017 г.

3. Venkatesh A., Mannudeep K. et al. Lung cancer screening: computed tomography radiation and protocols // J. Thorac. Imaging. 2015. Vol. 30. – P. 283–289.

4. Final recommendation statement: lung cancer: screening. U.S. Preventive Services Task Force. December 2016. Онлайн-ресурс. Доступен по адресу: www.uspreventiveservicestaskforce.org/Page/Document/RecommendationStatementFinal/lung-cancer-screening. 16.05.2017 г.

5. Оценка радиационного риска у пациентов при проведении рентгенорадиологических исследований. Методические рекомендации МР 2.6.0098-15 // М. Федеральный центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 2015. – 42 с.

ДЕТЕКТОР РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ С ОПТИЧЕСКОЙ РАЗВЯЗКОЙ

Грачев Е.Ю., Ефимов А.В., Серебряков А.Е, Трубицын А.А. (РГРТУ)

Доля микрофокусных рентгеновских установок в общем объеме выпускаемого промышленностью физико-аналитического рентгеновского оборудования непрерывно возрастает. Это связано с рядом преимуществ использования в рентгеновской диагностике микрофокусных источников рентгеновского излучения (трубок). Преимущества микрофокусных трубок в теневой рентгеноскопии по сравнению с макрофокусными состоят в следующем:

- принципиальная возможность локальных исследований,
- малая доза облучения областей, смежных с исследуемой,
- возможность получения увеличенных изображений,
- более высокое качество изображений объекта при равенстве доз облучения.

Сравнительно новой областью применения микрофокусных трубок является микрокомпьютерная томография.

В качестве систем визуализации рентгеновских изображений в микрофокусных рентгеновских установках используются детекторы трех поколений [1, 2]:

- электронно-оптический преобразователь (ЭОП) с ПЗС-камерой,
- КМОП-детектор;
- полупроводниковый детектор прямого преобразования рентгеновского излучения в электрический сигнал.

Первые два типа детекторов относятся к детекторам непрямого преобразования.

В детекторах первого поколения входной сигнал в виде рентгеновского излучения проходит пять стадий преобразования в выходной электрический. Такие детекторы содержат входную пленку рентгенолюминофора (CsI); фотоэлектрический умножитель (пленка Sb-Cs, эммитирующая фотоэлектроны, и выходная пленка катодолюминофора ZnS); собирающую оптику и ПЗС-камеру (ПЗС – приборы с зарядовой связью).

В детекторах второго поколения, которые намного эффективнее своих предшественников, требуется лишь три стадии преобразования входного сигнала: 1)

рентгеновское излучение в свет (сцинтилятор CsI), 2) свет в электрический заряд (КМОП-фотодиод), 3) заряд в электрический сигнал (считывающее устройство).

Здесь заметим, что на сегодняшний день матрицы, выполненные по КМОП-технологии (комплементарная логика на транзисторах металл-оксид-полупроводник) завоевали более 90% мирового рынка и имеются прогнозы о полной замене некогда популярных ПЗС-матриц, основное назначение которых – преобразование оптических изображений в электрический сигнал. Преимущества КМОП-структур следующие: во-первых, низкое энергопотребление в статическом состоянии по сравнению с ПЗС-структурами, во-вторых, на выходе КМОП-матриц имеем цифровой сигнал, который не требует дополнительного преобразования, в отличие от ПЗС-матриц, которое является фактически аналоговым устройством, в-третьих, дешевизна производства, особенно при больших размерах матриц.

Современные КМОП-структуры обеспечивают значительную скорость считывания (readout speed) – порядка 150 кадров/с при считывании каждого пиксела. Для сравнения сошлемся на стандарт видеоизображения высокой четкости (High-Definition) – 25 кадров/с. Высокая скорость считывания позволяет использовать КМОП-камеры при анализе быстропротекающих процессов или в рентгеновских томографах.

Исключение сцинтилятора из цепочки преобразований рентгеновского излучения в детекторах третьего поколения стало основным фактором улучшения качеств изображений. Вследствие высокой эффективности преобразования последние детекторы обладают примерно в 5 раз более высокой чувствительностью и большей скоростью считывания, а также имеют высокий уровень чистоты изображений.

Тем не менее, детекторы третьего поколения имеют ряд недостатков. На настоящий момент главный из них – высокая стоимость. Данный фактор может оказаться решающим при планировании и организации конкретных экспериментов. Имеется еще один важный момент. Несмотря на то, что конструктивные особенности детекторов третьего поколения и применяемые в них материалы позволяют противостоять (в 5 раз) более высокой дозе облучения в сравнении с КМОП-матрицами, они не исключают полностью эффект деградации компонент из-за воздействия рентгеновского излучения. В то же время, принцип преобразования рентгеновского излучения, применяемый в детекторах второго поколения, дает возможность произвести развязку рентгеновского и оптического излучений и, тем самым, предотвратить попадание рентгеновских лучей на КМОП-матрицу и электронные компоненты устройства считывания. Еще к одному преимуществу системы визуализации, построенной по схеме «входной экран/оптика/КМОП-камера» следует отнести возможность широкого маневра при выборе каждой из трех компонент схемы с целью создания устройств, относящихся к различным ценовым категориям, и с параметрами, варьируемыми в широких пределах.

В рамках настоящих исследований производится разработка системы визуализации рентгеновских изображений на основе камеры с КМОП-матрицей и оптической развязкой рентгеновского и видимого излучений.

В качестве видеокамеры предложено использовать серийную черно-белую (высокоскоростную) КМОП-камеру модели Mightex SME-B050-U, обеспечивающую разрешение 2592×1920 (1/2.5").

Объектив служит для переноса изображения с входного экрана на КМОП-матрицу камеры. Условиям решаемой задачи удовлетворяет варифокальный объектив В03410VIR компании Beward с регулируемым фокусным расстоянием $f=3.4\pm 12$ мм.

Разработаны две конструкции оптической развязки: одна на основе поворотной призмы, вторая на основе оптического зеркала. Призма и зеркало изготовлены на заказ предприятием НПП ФОКУС, г. С-Петербург. Материал основания зеркала и призмы – стекло марки К-8. Призма имеет размеры 35x35x35 мм. Зеркало имеет размеры 36x52x4,5 мм. На рабочей стороне зеркала имеет покрытие из Al с дополнительной защитой.

Для целей исключения воздействия рентгеновского излучения на оператора при проведении экспериментов разработана система дистанционного автоматического изменения фокусного расстояния объектива и зуммирования изображения. Изменение размера диафрагмы объектива не требуется вследствие невысокой яркости свечения люминофора. Диафрагма в экспериментах открыта полностью.

Автоматическое изменение фокусного расстояния и зуммирования обеспечивается спроектированными моторизованными зубчатыми передачами. Вращательное движение в механизмах задается миниатюрными шаговыми двигателями, развивающими достаточный для данного приложения крутящий момент.

Функция перемещения оптического узла по вертикали реализована как линейный механический привод типа шарико-винтовой передачи (ШВП).

Созданная система визуализации имеет следующие габариты 225(В)х128(Ш)х140(Г) мм, являющиеся значительно более низкими по сравнению с габаритами аналогов [3].

В рамках настоящих исследований на языке программирования C++ с использованием свободно распространяемой библиотеки Qt разработано программное обеспечение для автоматизации процесса дистанционной настройки системы визуализации. Интерфейс программы содержит две области - панель настройки объектива КМОП-камеры и окно захвата изображения. Группа кнопок на панели управления предоставляет возможность быстрого и медленного изменения степени увеличения и качества фокусировки объектива КМОП-камеры.

Испытание системы визуализации проводилось на экспериментальном стенде, в состав которого входят рентгенозащитная камера, рентгенозащитная ширма, дозиметры, компьютер, высоковольтный блок питания с дополнительным набором высоковольтных кабелей и разъемов, киловольтметр, рентгеновская трубка фирмы SIMIENS, тестовый образец «штриховая мира», набор образцов различного назначения.

Испытание системы визуализации и оценка ее параметров проводилось с тремя различными типами рентгенолюминофоров, нанесенных на лавсановую подложку, (усиливающих экранов) производимыми ЗАО «РЕНЕКС», г. Новосибирск, Россия, используемых в качестве сцинтиляторов.

Тип 1 - мелкозернистый (3-4 мкм) оксисульфид гадолиния, активированный тербием; с красителем, толщина люминофорного слоя 85-90 мкм, рекомендуемый диапазон напряжений 80-120 кВ.

Тип 2 – мелкозернистый вольфрамат кальция, повышенной разрешающей способности, рекомендуемый диапазон напряжений 40-125 кВ.

Тип 3 – мелкозернистый оксисульфат иттрия, активированный тербием; высокого усиления, рекомендуемый диапазон напряжений 40-80 кВ.

В качестве примера применения и демонстрации аналитических возможностей разработанной системы визуализации на рис. 1 представлена цифровая рентгенограмма гибридной микросхемы. Режим эксперимента: анодное напряжение 80 кВ, рассеиваемая мощность около 160 Вт. На изображении достаточно отчетливо различаются отдельные элементы микросхемы, расположенные как внутри, так и вне ее корпуса.

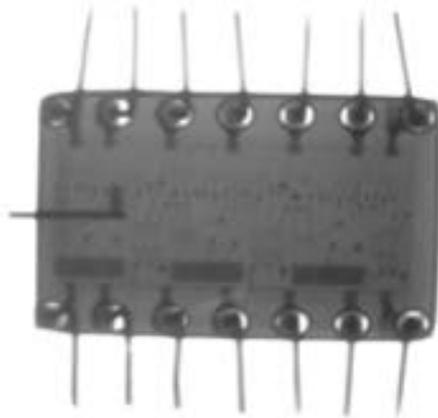


Рис. 1. Рентгеновское изображение гибридной микросхемы

Для обработки рентгенографических изображений реализованы и адаптированы следующие операции и алгоритмы:

1. вейвлет фильтрация,
2. изменение размеров изображения,
3. поворот изображения,
4. Фурье-преобразование,
5. построение гистограммы,
6. вычисление статистических характеристик изображения,
7. преобразование Радона,
8. выравнивание гистограммы,
9. фильтрация с помощью фильтра с конечно импульсной характеристикой,
10. медианная фильтрация.

В качестве итога подчеркнем, что в ходе исследований разработана и изготовлена система визуализации микрофокусных рентгеновских изображений. Система визуализации относится к детекторам второго поколения и построена по схеме “входной экран/поворотная и фокусирующая оптика/КМОП-камера”. Предусмотрены автоматические регулировки увеличения и фокусировки объектива и положения оптического узла по высоте. Разработаны программа управления шаговыми двигателями системы автоматической регулировки и программное обеспечение обработки рентгеновских изображений. Зафиксирован уровень пространственного разрешения порядка 10 пар/мм. Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект №15-19-00132).

Литература.

1. Литвинов А. // Технологии в электронной промышленности. 2011. № 6. с. 44-47.
2. Вагин А. // Вектор высоких технологий. 2014. № 5 (10). С. 18.
3. High resolution X-ray imaging system https://www.hamamatsu.com/jp/en/High_reso_xray_system.html (дата обращения 23.10.2017).

ПРИМЕНЕНИЕ ЭМУЛЬСИЙ ДЛЯ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА ДИФФУЗНО-ВЗВЕШЕННЫХ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Петрайкин А.В., Семенов Д.С. (ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии» Департамента здравоохранения города Москвы)

Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),

Кивасёв С.А. (Госпитальный центр поликлиник АО «Семейный доктор»)

Изменение измеряемого коэффициента диффузии (ИКД), рассчитываемого по диффузионно-взвешенным изображениям (ДВИ) при магнитно-резонансной томографии (МРТ), может явиться серьезным основанием для подозрения на злокачественность объемного образования в области исследования [2,3]. Следовательно, воспроизводимость и точность измерения ИКД играет важную роль в диагностике и мониторинге в процессе лечения. Однако численные значения ИКД являются зависимыми от типа МРТ, его технических характеристик и параметров последовательности, значений b-фактора, алгоритма постобработки и пр. [1, 4]. В настоящее время точность определения ИКД не контролируется в процессе проведения эксплуатационных испытаний, что приводит к повышению риска неправильной постановки диагноза. Для решения данной проблемы требуется разработка метода контроля количественных данных ДВИ при МРТ.

В качестве средств контроля предложено использовать экстракорпоральный сигнал для проведения сравнительной оценки и дифференциации опухолевых образований [1]. Для моделирования вещества с низким значением измеряемого коэффициента диффузии (ИКД) использовались материалы с большими по сравнению с водой значениями вязкости и размерами молекул: агароза, агар-агар, полиакриламид, низкомолекулярный силиконовый каучук, полидиметилсилоксан, а также циклометикон, каприлил-метикон. Для последующих испытаний были определены два кремний-органических соединения (силиконовые масла) с ИКД равным 0,2 и 0,08 мм²/с.

В результате проведенных экспериментов была подтверждена высокая стабильность сигнала от кремний-органических соединений в режиме ДВИ без использования функции подавления жира, а также возможность их использования при контроле ИКД и моделировании опорного сигнала при проведении ДВИ всего тела. К недостаткам данного технического решения было отнесено смещение силиконовых масел на ДВИ, обусловленное химическим сдвигом, а также снижение сигнала при использовании функции подавления жира в результате пересечения частотного спектра веществ со спектром жира.

Следующим этапом для устранения недостатков было проведено исследование прямой и обратной эмульсии на основе каприлила и воды с различными концентрациями эмульгатора. В таблице приведены данные исследуемых дисперсных систем. Каждая из указанных обратных эмульсий представляет собой мицеллы воды, равномерно распределенные в объеме масла (каприлила). Образование мицелл приводит к замедлению диффузии воды по сравнению с чистым веществом (дистиллированной водой). Для получения стойких эмульсий применялась ультразвуковая ванна. Для последующего сравнения и оценки использовался фантом в виде 12 цилиндрических пробирок, установленных в штативе с возможностью фиксации в сосуде, заполненном водой.

Эксперименты проводились на магнитно-резонансном томографе (МРТ) фирмы Siemens с использованием последовательностей ДВИ с жироподавлением и без, а также технологии Dixon.

Таблица 1.

Параметры исследованных веществ

(1) Вода с солями	(2) Эмульсия_обр К:В 1:2, конц.эмуль.8%	(3) Эмульсия_обр К:В 1:2, конц.эмуль.5%	(4) Эмульсия_обр К:В 1:2, конц.эмуль. 2,7%
(5) Эмульсия_обр К:В 1:1, конц.эмуль. 12%	(6) Эмульсия_обр К:В 1:1, конц. эмуль. 8%	(7) Эмульсия_обр К:В 1:1, конц. эмуль. 5%	(8) Эмульсия_обр К:В 1:1, конц. эмуль.2,7%
(9) Каприлил	(10)Эмульсия_прям К:В 1:1, конц.эмуль.8%	(11) Эмульсия_обр К:В 2:1, конц.эмуль.5%	(12) Эмульсия_обр К:В 2:1, конц.эмуль.3,7%

В результате эксперимента наблюдалось расслоение прямой эмульсии (образец 10) в день изготовления. Обратные эмульсии с концентрациями каприлила и воды 2:1 (образцы 11, 12) разделились через 6 дней. На рисунке 1 а, б приведены МР-изображения, полученные с помощью технологии Dixon и подтверждающие наблюдаемые результаты.

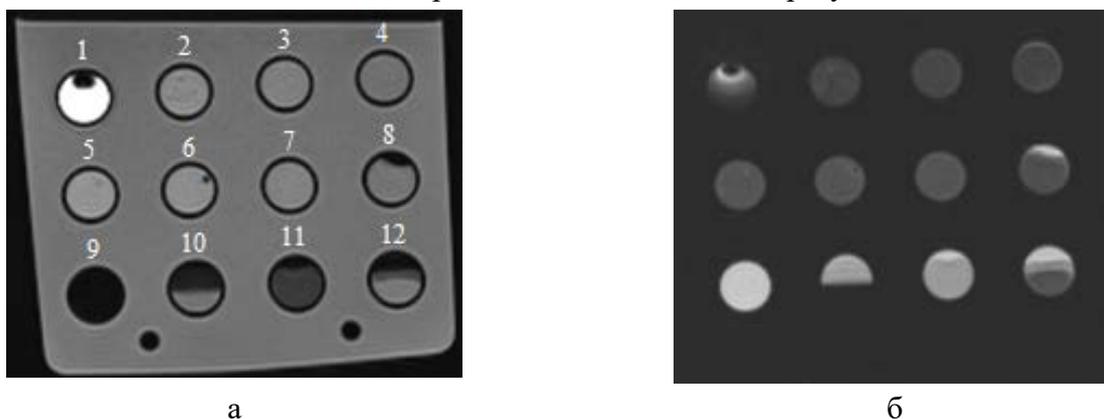


Рис. 1. Фантом с пробирками через 6 дней после изготовления образцов. МР-изображения, полученные с помощью технологии Dixon. а – изображение с подавлением жира, б – с подавлением воды

Для анализа были выбраны наиболее стабильные образцы с соотношениями 1:2 (образцы 3,4) и 1:1 (образцы 5-7). При проведении ДВ МРТ без функции жироподавления наблюдался сигнал как от молекул воды (дисперсной фазы), так и от дисперсной среды – каприлила (силиконового масла). На рисунке 2а наблюдается смещение сигнала молекул жира вверх для образцов 9-12 за счет химического сдвига. Доказательство наличия химического сдвига для молекул жира можно наблюдать на рисунке 2б. Видно, что данного эффекта не наблюдается за счет технологии подавления сигнала жира. Таким образом, измерение интенсивности сигнала в области физического расположения пробирок (рис.2 а) соответствует сигналу от дисперсной фазы (воды), и не сильно зависит от наличия/отсутствия функции жироподавления, что было подтверждено экспериментально. Интенсивность сигнала обратных эмульсий на рисунке 2 а и б сопоставима, например, для образца 3 разница составляет 4.8%. Для контроля однородности и сопоставления ИКД предложенных веществ были построены графики зависимостей интенсивности сигнала от b-фактора (с/мм²) для последовательности ДВИ [2].

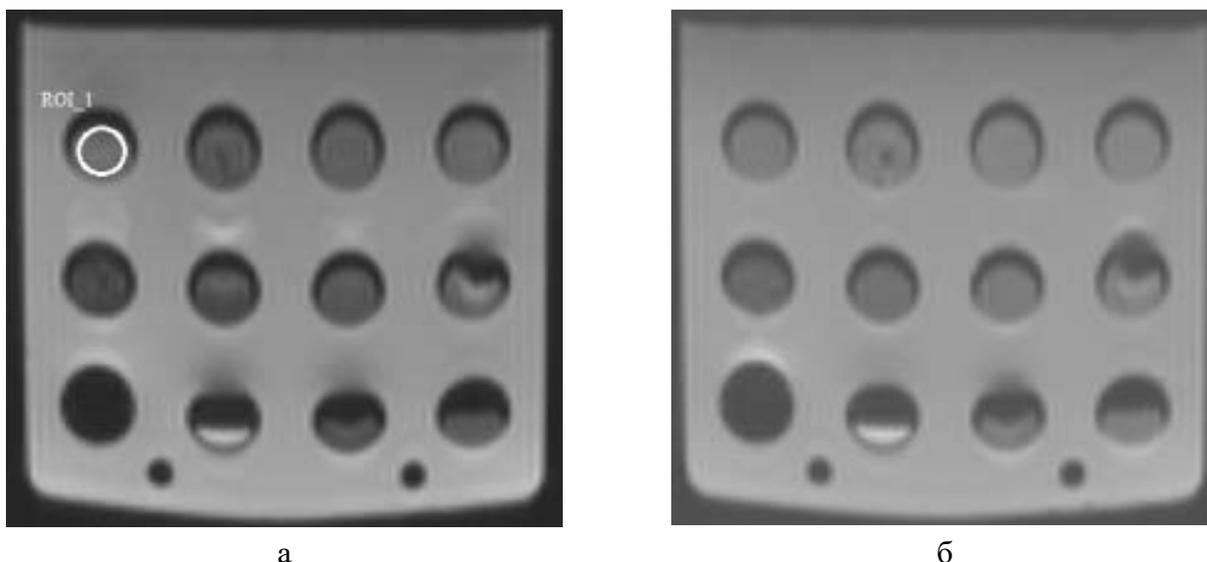


Рис. 2. МР-изображения фантома, полученные с использованием ДВИ. а – без жироподавления, б - с жироподавлением

На рисунке 3 а показано, что образцы 3 и 7 обладают меньшими ИКД по сравнению с водой. Рассчитанные программным обеспечением томографа значения ИКД равны для образца 3, 7 и воды $0.17 \cdot 10^{-3}$, $0.08 \cdot 10^{-3}$ и $2.00 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$, соответственно. На рисунке 3 б в логарифмическом масштабе представлены зависимости интенсивности сигнала для образцов 3, 7 (обратные эмульсии) и 10 (прямая эмульсия). Показано, что образцы 3 и 7 имеют зависимость близкую к линейной (в полулогарифмическом масштабе), тогда как для интенсивностей 10 пробирки такого не наблюдается в связи с разделением вещества образца 10 на две фазы (воду и жир). Данные результаты говорят о гомогенности приготовленных образцов.

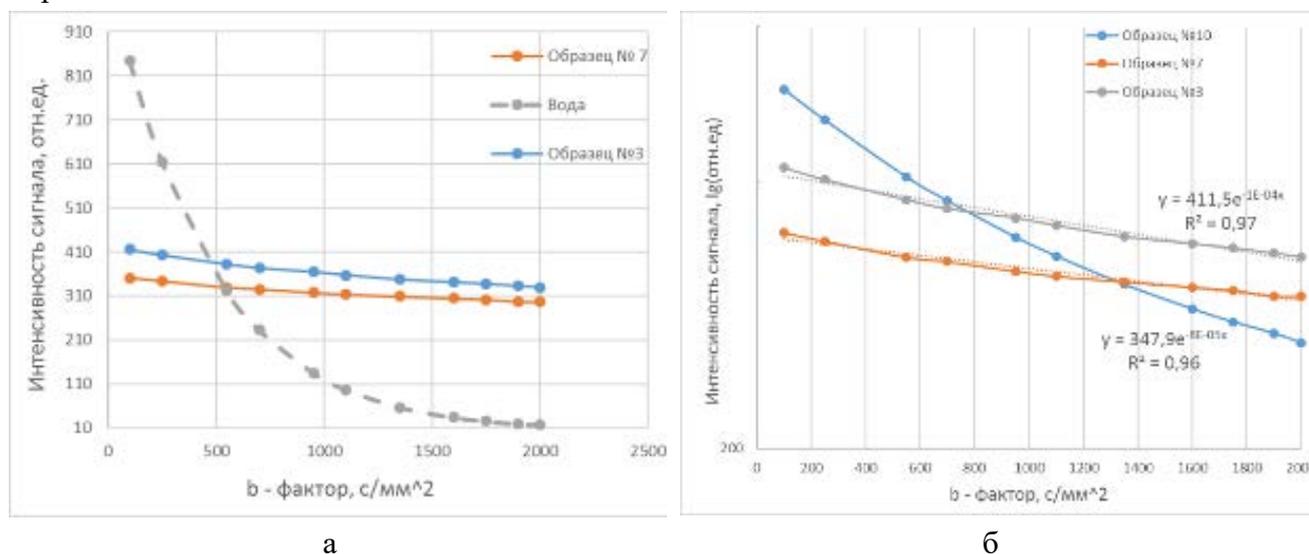


Рис. 3. Графики сравнения зависимостей интенсивности сигнала для последовательности ДВИ от b-фактора. а - сравнение образцов 3 и 7 с водой, б – сравнение образцов 3 и 7 с образцом 10, в полулогарифмическом масштабе

С использованием предложенных материалов были проведены исследования: через 6 дней, 8 дней и через 2 недели после изготовления. Полученные данные одного и того же вещества отличаются на 6-7 % для разведений эмульсии 1:2 и содержанием эмульгатора 2,7%. Образцы в пробирках 3-7 показали стабильность со временем и агрегативную устойчивость.

Таким образом, для контроля количественных характеристик в режиме ДВИ были предложены вещества на основе обратной эмульсии для моделирования нижней границы ИКД, которые применимы в режимах с жироподавлением. Полученные вещества однородные, обладают моноэкспоненциальной зависимостью интенсивности от b-фактора.

Литература.

1. Сергунова К.А., Карпов И.Н., Громов А.И., Морозов А.К., Семенов Д.С. Разработка аппаратно-программных средств контроля параметров качества диффузионно-взвешенных изображений для повышения эффективности диагностики опухолевых образований. Биотехносфера. 2016. № 5 (47). С. 9-13.

2. Bickel H., Pinker-Domenig K., Bogner W., Spick C., Bagó-Horváth Z., Weber M., Helbich T., Baltzer P. Quantitative apparent diffusion coefficient as a noninvasive imaging biomarker for the differentiation of invasive breast cancer and ductal carcinoma in situ. Invest Radiol. 2015 Feb;50(2):95-100

3. Gawande R.S., Gonzalez G., Messing S., Khurana A., Daldrup-Link H.E. Role of diffusion-weighted imaging in differentiating benign and malignant pediatric abdominal tumors. 2013 Jul; 43(7): 836-45

4. Kele P.G., van der Jagt E.J. Diffusion weighted imaging in the liver. World J. Gastroenterol, 2010: 1567–1576

5. Koh D.M., Collins D.J. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. AJR Am J Roentgenol. 2007 Jun;188(6):1622-35.

СТАНДАРТИЗАЦИЯ КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ДАННЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ МЕТОДОВ ОСТЕОДЕНСИТОМЕТРИИ

***Сергунова К.А., Петрайкин А.В., Петрайкин Ф.А., Ахмад Е.С., Семенов Д.С.
(ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии» Департамента
здравоохранения города Москвы),
Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

На сегодняшний день в России диагностике остеопороза (ОП) уделяется значительное внимание. Популяционные исследования свидетельствуют о том, что ОП страдают каждая третья женщина и каждый четвертый мужчина старше 50 лет. Еще более чем у 40 % лиц обоего пола определяются признаки остеопении.

Для оценки механической прочности кости, а, следовательно, определения риска перелома используют количественный параметр - минеральную плотность костной ткани (далее - МПКТ). Измерение МПКТ проводится с помощью одного из следующих рентгеновских методов: двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (DXA), количественной компьютерной томографии (QCT), а также новой разновидности компьютерной томографии – двухэнергетической компьютерной томографии (DECT).

Широкое распространение рентгеновских методов остеоденситометрии как для диагностики ОП, так и с целью контроля в процессе лечения, требует обеспечения точности и воспроизводимости измеряемых значений МПКТ. Это приводит к необходимости

стандартизации методик определения МПКТ, разработки методов контроля для проведения кросс-калибровок, позволяющих сравнить результаты определения МПКТ на разных аппаратах и различными методами [1].

Для DXA характерны случаи ошибочного определения МПКТ, связанные с типом используемого оборудования, особенностями калибровки с помощью штатных фантомов, а также анатомическими особенностями пациента [1,2].

Особенностью компьютерной томографии является наличие эффектов усиления жесткости луча (beam hardening) и рассеяния (scattering), методик их коррекции, приводящих к изменению рентгеновской плотности вдоль сечения цилиндрического тестового объекта или пациента. В работе [3] указана необходимость учета данных эффектов при контроле МПКТ методом QCT во всех вариантах (синхронный фантом, асинхронный, технологии, ориентированные на измерение относительно тканей пациента).

Указанные выше недостатки требуют разработки методики испытаний для унификации и обеспечения воспроизводимости результатов количественных измерений МПКТ.

Для проведения ежедневного контроля качества и кросс-калибровки между разными аппаратами, установленными в европейских медицинских организациях, был разработан фантом ESP (European Spine Phantom) размером 18x26 см, состоящий из трех секций, каждая из которых имеет форму позвонка с разным содержанием минералов костной ткани [1]. Для приближения к антропометрическим параметрам концентрация гидроксиапатита в трабекулярной кости разных секций составила 50, 100 и 200 мг/см³ (0.5, 1.0 и 1.5 г/см² – для проекционной плотности, измеряемой на прямой DXA), толщина кортикальной кости – 0,5, 1,0 и 1,5 мм соответственно, а её плотность равна 800 мг/см³ для всех секций. Данное конструкторское решение позволило использовать стандартный протокол сканирования пациента для обоих методов: DXA и QCT.

Фантом ESP был использован для сравнения DXA сканеров до и после стандартизации измерений [1, 4]. Полученные значительные различия показаний сканеров и заданной МПКТ, а также результаты сравнения аппаратов между собой подтвердили необходимость стандартизации измерений при проведении денситометрии. Только после проведения соответствующих корректировок были получены сопоставимые результаты измерения МПКТ. Использование ESP фантома позволило не только повысить качество рутинных диагностических процедур, но и проводить многоцентровые клинические исследования с применением кросс-калибровки.

Однако фантом ESP не дает возможности свободно перемещать объекты, имитирующие позвонки, в плоскости сечения фантома, поскольку они залиты эпоксидной резиной. Таким образом, он не может быть использован для оценки рентгеновской плотности вдоль сечения цилиндрического тестового объекта. Кроме этого, композиты, применяемые при изготовлении эквивалента воды [1], могут давать погрешности в определении МПКТ при DECT.

С целью преодоления данных недостатков, а также для выполнения сравнения различных рентгеновских методов определения МПКТ между собой был разработан фантом РСК-ФК (отдел Разработки Средств Контроля, фантом калий гидрофосатный).

Фантом РСК-ФК представляет собой 4 полых цилиндрических пластиковых сосуда «позвонка» (диаметр и высота 3.5 см, толщина стенки 2 мм), изготовленных методом

трехмерной печати (рис. 1, *а*). Цилиндры были заполнены растворами гидрофосфата калия различной концентрации. Данное вещество хорошо растворимо и позволяет имитировать показатель МПКТ в широком диапазоне. Для позиционирования «позвонков» предусмотрен кронштейн из рентгеноконтрастного материала. Фантом был погружен в сосуд с физиологическим раствором, имитирующим тело человека диаметром 32 см. Позвонки могли перемещаться в кронштейне, занимая позиции в центре цилиндра с жидкостью и по периферии (12 см от центра). Были выбраны концентрации гидрофосфата калия: 29,45 и 60,33 мг/см³, имитирующие ОП; 92,62 мг/см³ для имитации остеопении; 161,46 мг/см³ для имитации нормальных значений МПКТ. Пороговые значения выбраны по рекомендации ВОЗ и АСР.

КТ-изображения фантома в центре (рис. 1, *б*) и на периферии емкости с физиологическим раствором были обработаны при помощи программы QCT для получения значения минеральной плотности. КТ- сканирование проводилось на сканере Toshiba Aquillion 64 (120 КВ, 100 мА, FOV 40 см, кернель FC08), программное обеспечение для определения МПКТ (QCT Pro™ с асинхронным фантомом). DXA выполнены на денситометре DEXXUM T, OsteoSys. Цифровая рентгенография выполнена на аппарате GE BRIVO-DRF укомплектованном матрицей детекторов. DECT с денситометрией выполнена на аппарате GE Discovery CT750 с модуляцией напряжения (80-140 КВ) (рис. 2, *а – з*).

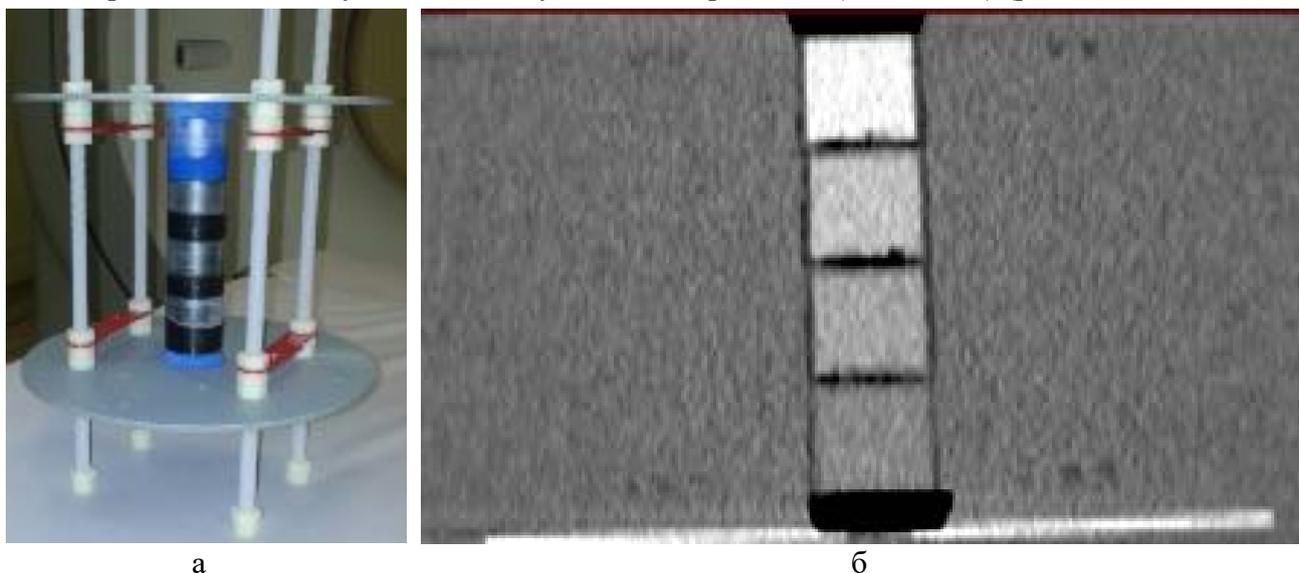
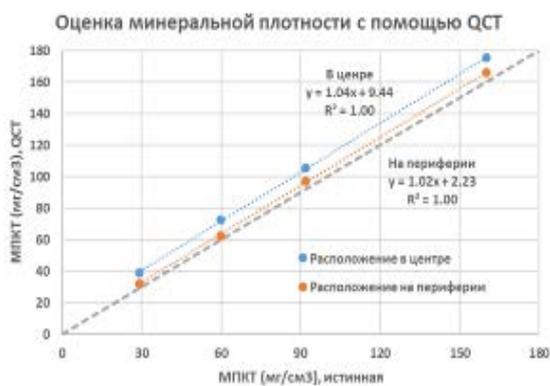
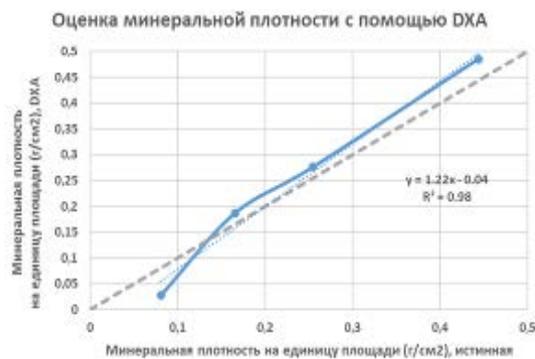


Рис. 1. Фантом НПЦ ФК: *а* – внешний вид; *б* – изображение, полученное при КТ-сканировании

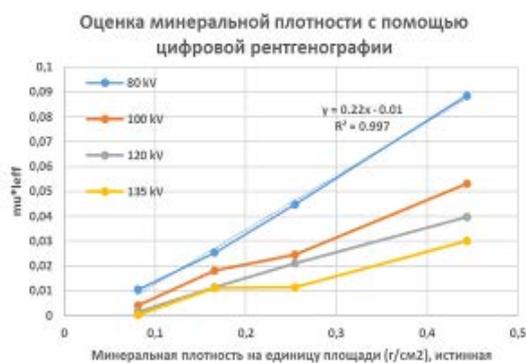
При оценке точности количественных данных методом QCT была установлена линейная зависимость МПКТ от значений рентгеновской плотности в исследуемом диапазоне (см. рис. 2, *а*). Однако при расположении фантома в центре емкости, имитирующей тело человека, наблюдалось систематическое завышение плотности приблизительно на 10 мг/см³, что соответствует ошибке до 34 % для «позвонка» самой низкой плотности. Погрешность измерений при исследовании фантома на периферии емкости не превышала 6,6 %. С учетом строго линейной зависимости полученных кривых (коэффициент детерминации составил $R^2=1,0$) указанные погрешности могут быть устранены путем введения корректирующих коэффициентов для соответствующих расположений фантома.



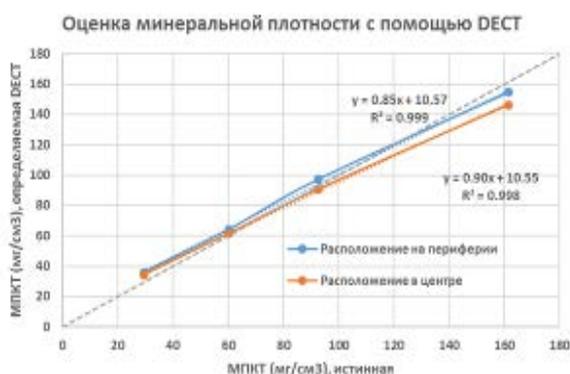
а



б



в



г

Рис. 2. Графики зависимостей измеренных значений минеральной плотности костной ткани от заданных значений для разных рентгеновских методик: а – QCT, б – DXA, в – цифровая рентгенография, г – DECT

Результаты исследования фантома РСК-ФК методом рентгенографии представлены на рисунке 2в. Линейная зависимость была установлена при напряжении 80 кВ. При выборе других значений анодного напряжения наблюдались искажения формы кривой и угла наклона. Таким образом, подобрать единую калибровочную кривую не представляется возможным, что не позволяет рассматривать данный метод как перспективный с учетом автоматического режима съемки.

При сканировании РСК-ФК методом DXA была установлена линейная зависимость измеренных значений МПКТ от заданных (см. рис. 2, б), $R^2=0,98$. Корректные результаты были получены при уменьшении слоя жидкости до 15 см. Ошибка метода DXA по абсолютной величине является незначительной, однако в области низких значений МПКТ (моделировались в настоящем эксперименте, т.к. не учитывался кортикальный слой) может составлять до 65.4 %. Таким образом, параметры тела пациента значительно влияют на результаты DXA, и в области низких плотностей ошибка данного метода может возрастать.

В отличие от метода QCT, зависимости определяемой методом DECT МПКТ от истинной имеют разные коэффициенты наклона при расположении на периферии и в центре (см. рис. 2, г). При исследовании фантома методом DECT была установлена линейная зависимость ($R^2=0,99$) определяемой концентрации калия от истинной концентрации как в центре емкости, так и на периферии без использования специального калибровочного фантома. Установлено, что метод DECT в наименьшей степени чувствителен к форме тела

человека, и ошибка данного метода не имеет четкой зависимости от истинной МПКТ. Однако, в области значений, соответствующих остеопорозу, она достаточно значительная (до 21,9 %).

Стоит отметить, что показанные линейные зависимости дают возможность введения поправочных коэффициентов для увеличения точности измерения МПКТ методами QCT, DXA и DECT, а также использования их в целях стандартизации и сопоставления измерений.

Таким образом, увеличение количества пациентов, имеющих высокий риск остеопоротических переломов, приводит к необходимости своевременной диагностики с использованием современных методов остеоденситометрии: QCT, позволяющей измерять МПКТ по данным установленных в МО КТ, а также путем проведения оппортунистического скрининга, DECT, DXA. Для обеспечения точности и воспроизводимости измерений МПКТ необходима разработка методик контроля, проводимых с помощью соответствующих фантомов. Создание и внедрение стандартизации денситометрических исследований позволит оценить достоверность проводимых исследований на различных сканерах, определить факторы, влияющие на точность измерений, внести соответствующие корректировки. В данной работе представлен прототип фантома, с помощью которого оценены погрешности измерения МПКТ для разных методик денситометрии.

Литература.

1. Kalender W.A., Felsenberg D., Genant H., Fischer M., Dequeker J., Reeve J. The European Spine Phantom - a tool for standardization and quality control in spinal bone measurements by DXA and QCT. *European J. Radiology*. 1995. 20. P. 83–92.

2. Новиков В. Е., Скрипникова И. А., Мурашко Л. М., Абилова Э. С. Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия в клинических исследованиях и реальной практике // *Остеопороз и остеопатии*. 2014. № 1. С. 39–42.

3. Engelke K., Lang T., Khosla S., Qin L., Zysset P., Leslie W. D., Shepherd J. A., Shousboe J. T. Clinical Use of Quantitative Computed Tomography-Based Advanced Techniques in the Management of Osteoporosis in Adults: the 2015 ISCD Official Positions-Part III. *J Clin Densitom*. 2015. 18(3). P. 393–407.

4. Park A. J., Choi J. H., Kang H., Park K. J., Kim H. Y., Kim S. H., Kim D. Y., Park S. H., Ha Y. C. Result of proficiency test and comparison of accuracy using a European spine phantom among the three bone densitometries. *J Bone Metab*. 2015 May. 22(2). P. 45–49.

РАЗРАБОТКА И КЛИНИЧЕСКИЕ ИСПЫТАНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО РАБОЧЕГО МЕСТА ДЛЯ ВРАЧА- РЕНТГЕНОЛГА «ДИАРМ-МТ»

Нечиев В. А. (ГКБ №4 ДЗМ), Новоселова Е. В. (ГКБ №12 ДЗМ), Корякин А. В., Деев И. В. (АО «МТЛ»)

С широким внедрением в медицинскую практику цифровых технологий необходимым условием для работы врача-рентгенолога является наличие рабочей станции для получения, обработки, передачи и архивирования диагностических изображений.

Компанией МТЛ была поставлена цель разработать и внедрить в лечебно-диагностический процесс автоматизированное рабочее место (АРМ) для врачей-

рентгенологов для использования в качестве диагностической рабочей станции для просмотра и обработки компьютерно-томографических изображений.

Реализация данной работы велась в несколько этапов:

1. Непосредственно разработка программного обеспечения АРМ инженерами-разработчиками;
2. Тестирование АРМ группой независимых экспертов;
3. Клинические испытания АРМ в городской клинической больнице.

Первый этап – разработка программного обеспечения АРМ – занял около 1,5 лет. За это время была создана отечественная специализированная рабочая станция для работы с диагностическими КТ изображениями (рисунок 1), которая состоит из следующих комплектующих:

- Системного блока, предназначенного для обработки информации;
- Монитора базы данных, предназначенного для работы со списком пациентов: поиска пациентов, выбора обследований для работы с ними, написания заключений, подготовки макета печати снимков и пр.;
- Монитора, предназначенного для работы с цифровым изображением;
- Клавиатуры;
- Мыши, предназначенной - для управления курсором и различными функциями АРМ;
- Электронного ключа, предназначенного для защиты программного обеспечения и данных от копирования, нелегального использования и несанкционированного распространения.

Она обеспечивает выполнение основных задач, необходимых врачу-рентгенологу в ходе его работы:

1. Просмотр исследования в аксиальном режиме;
2. Просмотр исследования в режиме многоплоскостной реконструкции;
3. Построение и просмотр исследования в режиме криволинейной реконструкции;
4. Построение 3D-реконструкции;
5. Параллельное сравнение исследований;
6. Составление, редактирование заключений, создание шаблонов заключений;
7. Печать снимков
8. Запись DICOM-дисков;
9. Редактирование данных пациента;
10. Формирование статистических отчетов;
11. Создание и использование личного и учебного архивов.



Рис. 1. АРМ для врача-рентгенолога «ДИАРМ-МТ»

После проведения всех необходимых подготовительных мероприятий, новый продукт был представлен группе независимых экспертов в количестве 8 человек, имеющих ученые степени кандидата или доктора медицинских наук, с опытом работы в практическом здравоохранении от 3-х лет. На этом этапе ими были проанализированы все возможности АРМ перечисленные выше и обозначены основные проблемы, которые влияли на качество работы врача-рентгенолога и которые необходимо было решить перед проведением клинических испытаний. Большинство экспертов отметили следующие ограничения:

- низкая скорость общей производительности, обработки данных, работы с базой данных и с исследованиями;

- неточность в измерениях специальными инструментами, что требовало проведения калибровки всех измерительных инструментов, сетки и линейки масштабирования;

- неполноценная реализация функции криволинейных реконструкций.

После исправления указанных замечаний в ГБУЗ «ГКБ №4 ДЗМ» проходили клинические испытания АРМ. Рабочая станция была установлена в отделении компьютерной томографии, на ней велась работа в полном объеме в течение 3 месяцев. Все недостатки, выявленные в ходе работы, заносились в специальный журнал и большинство из них устранялись инженерами в процессе клинических испытаний. По окончании третьего этапа разработчикам были даны рекомендации для окончательного совершенствования системы.

В результате проведенной работы была разработана и протестирована специализированная АРМ врача-рентгенолога «ДИАРМ-МТ», предназначенная для анализа КТ изображений. По итогам клинических испытаний рабочая станция «ДИАРМ-МТ» готова к эксплуатации в лечебно-профилактических учреждениях.

ПОЛЕЗНАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ЭХО-СЕМИОТИКИ ИНОРОДНЫХ ТЕЛ РАЗЛИЧНОГО ГЕНЕЗА

Шумина Я.А. (ГБОУ ВПО МГМСУ им. А. И. Евдокимова),

Васильев А.Ю (ГБОУ ВПО МГМСУ им. А. И. Евдокимова, ООО «Центральный научно-исследовательский институт лучевой диагностики»),

Потрахов Н. Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),

Привалова Е.Г. (ООО «Центральный научно-исследовательский институт лучевой диагностики»)

Инородные тела мягких тканей челюстно-лицевой области (ЧЛО) – нередкая патология, с которой пациенты обращаются к стоматологам, челюстно-лицевым хирургам, врачам лучевой диагностики. Частота встречаемости данного состояния среди заболеваний ЧЛО – 3,8% [1]. Стоит отметить, что в связи с активным развитием косметологических инъекционных процедур число инородных тел ЧЛО значительно возросло за счет введения филлеров, как биodeградируемых, так и бионedeградируемых. Инородные тела можно разделить на две большие группы: органического и неорганического происхождения.

Около 30% всех инородных тел остаются недиагностированными во время первичного осмотра [2]. В ряде случаев пациентов направляют на ультразвуковое исследование с целью

дообследования после компьютерной (КТ) или магнитно-резонансной томографии (МРТ), поскольку разрешающая способность ультразвукового исследования выше.

Несмотря на очевидную актуальность, высокий риск развития осложнений и значительный интерес к исследованию пациентов с наличием инородных тел в мягких тканях челюстно-лицевой области, научных работ по ультразвуковой диагностике представлено немного и до сих пор не разработана эхо-семиотика инородных тел челюстно-лицевой области.

Целью изобретения данного фантома стало создание полезной модели для изучения эхо-семиотики инородных тел различного генеза.

Материалы и методы. Изобретение относится к области ультразвуковых исследований. Фантомы для оценки эхо-семиотики инородных тел органического и неорганического происхождения состоят из двух тел и деталей. Тела фантома выполнены из силиконсодержащего материала и имеют форму прямоугольного параллелепипеда размерами 210x50x100 мм с инородными телами, расположенными попарно в два параллельных ряда на глубине 5 мм и 20 мм.

Первый фантом (неорганические инородные тела) включает в себя следующие инородные тела (рис. 1):

1. Стекло (n = 2)
2. Пластик (n = 2)
3. Дренажная трубка (n = 2)
4. Винт металлический (n = 2)
5. Пломбировочный материал (n = 2)



Рис. 1. Фантом с неорганическими инородными телами

Второй фантом (органические инородные тела) включает в себя следующие инородные тела (рис. 2):

1. Шелуха семечки (n = 2)
2. Шип розы (n = 2)
3. Травинка (n = 2)
4. Дерево (зубочистка) (n = 2)
5. Гельминт (n = 2)



Рис. 2. Фантом с органическими инородными телами

В практической части эксперимента обоим фантомам было проведено ультразвуковое исследование, компьютерная томография и магнитно-резонансная томография.

Ультразвуковое исследование (УЗИ) было выполнено на аппарате IU-22 (Philips, Нидерланды) с применением линейного датчика карандашного типа, с диапазоном рабочих частот 7–15 МГц и линейного датчика с диапазоном рабочих частот 5–17 МГц в В-режиме. С целью улучшения визуализации применялась специальная гелевая подушка для ультразвуковых исследований.

Затем обоим фантомам была выполнена компьютерная томография на 64-срезовом томографе Brilliance 64 (Philips, США) с оценкой полученных изображений в аксиальной плоскости, с использованием мультипланарных реконструкций (MPR), MIP- и 3D-реконструкций.

МРТ было выполнено на аппарате Panorama (Philips) 1,5 Тл и на аппарате Achieva (Philips) 3Тл.

В результате проведенных исследований визуализировалась следующая ультразвуковая картина фантома: три слоя, разделенные двумя прослойками (рис.3).

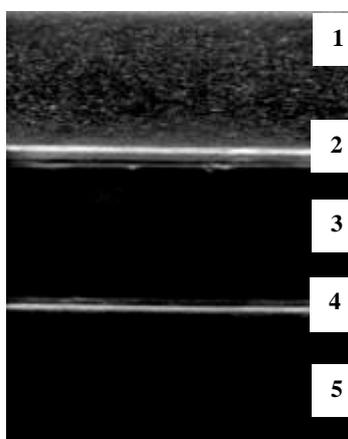


Рис. 3. Ультразвуковое исследование макета (без инородного тела). 1 - гелевая подушка, 2 - первая прослойка, 3 - верхний слой макета, 4 - прослойка между слоями макета, 5 - нижний слой макета

Все инородные тела, расположенные на глубине 5 мм, отчетливо визуализировались (рис. 4, 5). В виду технических аспектов (повышенной плотности материала и физических свойств прослойки) инородные тела, расположенные на глубине 20 мм, убедительно не визуализировались.

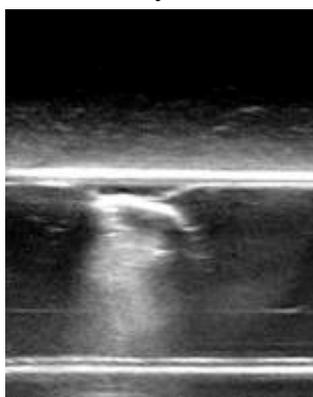


Рис. 4. УЗИ инородного тела неорганического происхождения. В-режим. Осколок стекла визуализируется в виде изоэхогенной структуры с гиперэхогенными ровными, слегка нечеткими контурами, реверберацией и акустическим усилением

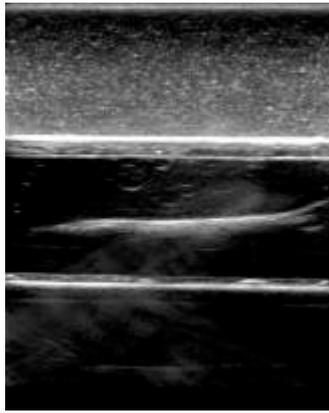


Рис.5. УЗИ инородного тела органического происхождения. Зубочистка (деревянная структура) визуализируется в виде линейной гиперэхогенной структуры с четкими и ровными контурами

При КТ фантома с органическими инородными телами не визуализировался ни один объект. При КТ с неорганическими инородными телами визуализировались осколки стекла, металлические винты и пломбировочный. Для наглядности представлена 3D реконструкция (рис. 6).



Рис. 6. МСКТ. 3D-реконструкция. Визуализируются осколки стекла, металлические винты, пломбировочный материал

При МРТ фантома инородные тела не визуализировались. В фантоме с органическими инородными телами визуализировался воздух, который попал внутрь фантома и частично в инородных телах (рис. 7).

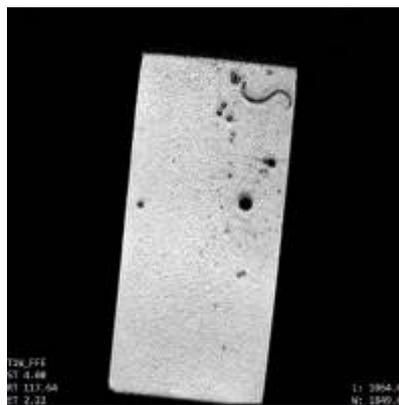


Рис. 7. МРТ (1,5 Тл) фантома с органическими инородными телами

Неорганические инородные тела также не визуализировались, также большую часть МР томограммы занимает артефакт, вызванный наличием металлического винта (рис. 8).

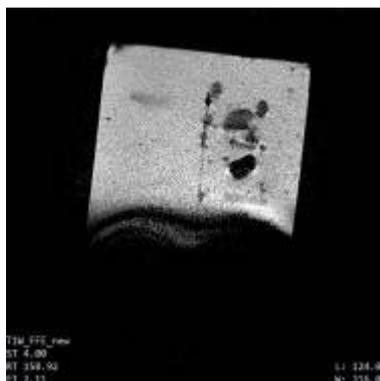


Рис. 8. МРТ (1,5 Тл) фантома с неорганическими инородными телами

Выводы. Таким образом, в результате проведенного эксперимента была создана полезная модель для изучения ультразвуковой семиотики инородных тел различного генеза. Была определена эхо-семиотика инородных тел органического и неорганического происхождения, а также выявленных артефактов. В сравнении с другими методами исследования, такими как компьютерная томография и магнитно-резонансная томография, при прочих равных условиях ультразвуковое исследование является наиболее информативным методом в диагностике инородных тел мягких тканей.

Литература

1. Evaluation of Visibility of Foreign Bodies in the Maxillofacial Region: Comparison of Computed Tomography, Cone Beam Computed Tomography, Ultrasound and Magnetic Resonance Imaging / Iran J Radiol, 2016. – 15 с.
2. Entrapped foreign body: A diagnostic muddle for the radiologist / Indian J Den, 2016. – 158-161 с.

СМЕЩЕНИЕ ФОКУСНОГО ПЯТНА РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ С ПРОСТРЕЛЬНЫМ АНОДОМ ПРИ ДЛИТЕЛЬНЫХ ЭКСПОЗИЦИЯХ *Потрахов Н.Н., Ободовский А.В., Бессонов В.Б., Ларионов И.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Рентгеновский неразрушающий контроль является неотъемлемой частью любого современного промышленного производства. Одной из основных тенденций развития рентгеновских дефектоскопических комплексов является улучшение возможностей пространственного разрешения. Использование микрофокусных источников рентгеновского излучения позволяет получать проекционные изображения с повышенным пространственным разрешением за счет использования прямого геометрического увеличения в процессе съемки. Эта отличительная особенность микрофокусных рентгеновских аппаратов, кроме классической рентгенографии [1], также может быть использована при получении томографических изображений, что дает начало развитию отдельной области техники – микрофокусной рентгеновской томографии или микротомографии[2].

Большое значение коэффициента увеличения при получении проекционных данных в микрофокусной томографии накладывает серьезные требования на точность позиционирования всех элементов томографической системы. Среди основных факторов,

влияющих на качество восстановления томографических изображений, можно выделить следующие:

1. Угол наклона оси вращения объекта исследования относительно вертикальной оси приемника излучения;
2. Точность измерения расстояния от источника до приемника рентгеновского излучения;
3. Смещение координаты источника рентгеновского излучения относительно линии соединяющей ось вращения и геометрический центр приемника излучения.

Несоблюдение точности позиционирования перечисленных элементов приводит к образованию различного рода «артефактов» на восстанавливаемом изображении и может вызвать вуалирование мелких деталей и дефектов исследуемых объектов.



а

б

Рис. 1. Микрофокусный рентгеновский компьютерный томограф МРКТ-01:

а – внешний вид; б – источник и приемник излучения с системой перемещения

С целью отработки методик применения высокоразрешающей рентгеновской томографии и экспериментальной проверки необходимой точности юстировки элементов томографической системы на базе Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета сотрудниками кафедры электронных приборов и устройств был разработан макет микрофокусного рентгеновского компьютерного томографа (рис. 1). В качестве источника рентгеновского излучения был использован моноблочный микрофокусный аппарат на основе отпаянной рентгеновской трубки БС-16 (рис. 2), производства АО «Светлана-Рентген». Основные технические характеристики используемой трубки представлены в таблице 1.

Таблица 1

Технические характеристики

Анодное напряжение, кВ	40 - 150
Анодный ток, мА	0,01 - 0,2
Максимальная мощность в непрерывном режиме, Вт	7
Размер фокусного пятна, мкм	<5
Режим работы	непрерывный, повторно-кратковременный
Тип исполнения анода	прострельный, вынесенный
Габариты (ДхВхШ), мм	315 x 76 x 76
Ток накала, А	3,9



Рис. 2. Отпаянная рентгеновская трубка БС-16

Малые размеры фокусного пятна, достигаемые за счет использования двойной системы фокусировки электронного пучка, позволяют получать рентгеновские изображения с геометрическим увеличением до 200 раз. Эффективный размер вокселя томографических изображений, полученных в таких условиях, достигает 1 мкм.

При получении проекционных данных рентгеновский аппарат длительное время работает в непрерывном режиме. Например, для набора 800 проекций при времени экспозиции 2 секунды на каждую проекцию потребуется более 26 минут непрерывной работы аппарата. При подобных режимах работы рентгеновской трубки начинают проявляться различные специфические эффекты. Одним из таких эффектов является смещение фокусного пятна по поверхности мишени прострельного анода. На одиночных снимках и при небольших коэффициентах увеличения подобное смещение не оказывает значительного воздействия на получаемые изображения, однако, при наборе проекционных данных для томографии исследуемого объекта с большим увеличением влияние такого эффекта становится значительным и приводит к динамическому нарушению точности позиционирования элементов томографической системы.

Для исследования характерных величин смещения фокусного пятна была произведена съемка окончаний двух металлических игл диаметром 0.7 мм, расположенных вплотную друг к другу, с прямым геометрическим увеличением в 200 раз (рис. 3). Съемка производилась при ускоряющем напряжении 115 кВ и анодном токе 20 мкА. Всего было получено 200 снимков с экспозицией по 1 секунде на каждый снимок. Для полученных изображений производилось определение координат острия каждой иглы и записывалось значение отклонения от первоначального положения. Вычисление величины отклонения фокусного пятна производилось с учетом коэффициента увеличения и размеров пикселя приемника излучения. Результаты расчетов представлены на рисунке 4.

Результаты исследований, а также их повторяемость указывает на наличие прямой закономерности величины и направления дрейфа фокусного пятна по поверхности мишени анода. На основании проведенных экспериментов предлагается два способа компенсации дрейфа фокусного пятна:

- использование электромагнитной отклоняющей системы, устанавливаемой на прострельном аноде рентгеновской трубки;
- цифровое смещение изображения после его регистрации с учетом положения реперных точек на исходном снимке.

В дальнейших работах предполагается проведение исследований, количественно описывающих возникновение погрешностей на реконструкции при использовании указанных способов компенсации дрейфа фокусного пятна рентгеновской трубки.

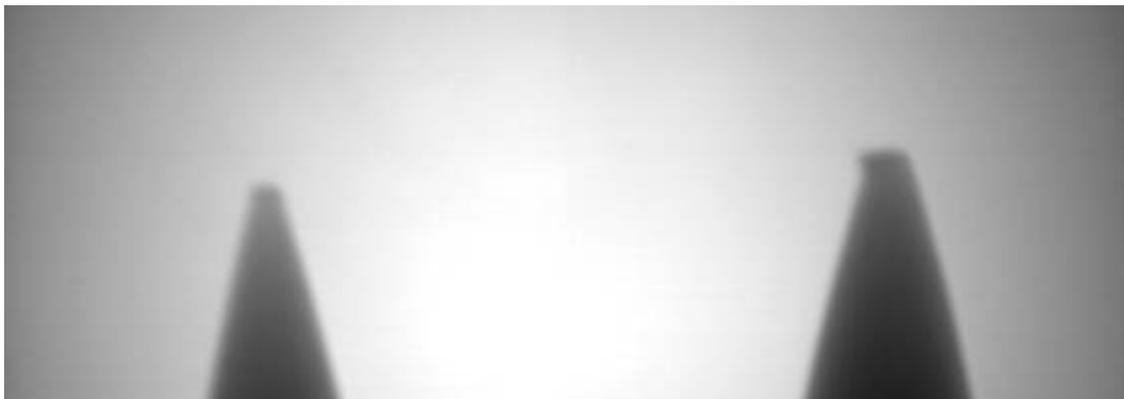


Рис. 3. Рентгеновское изображение двух игл

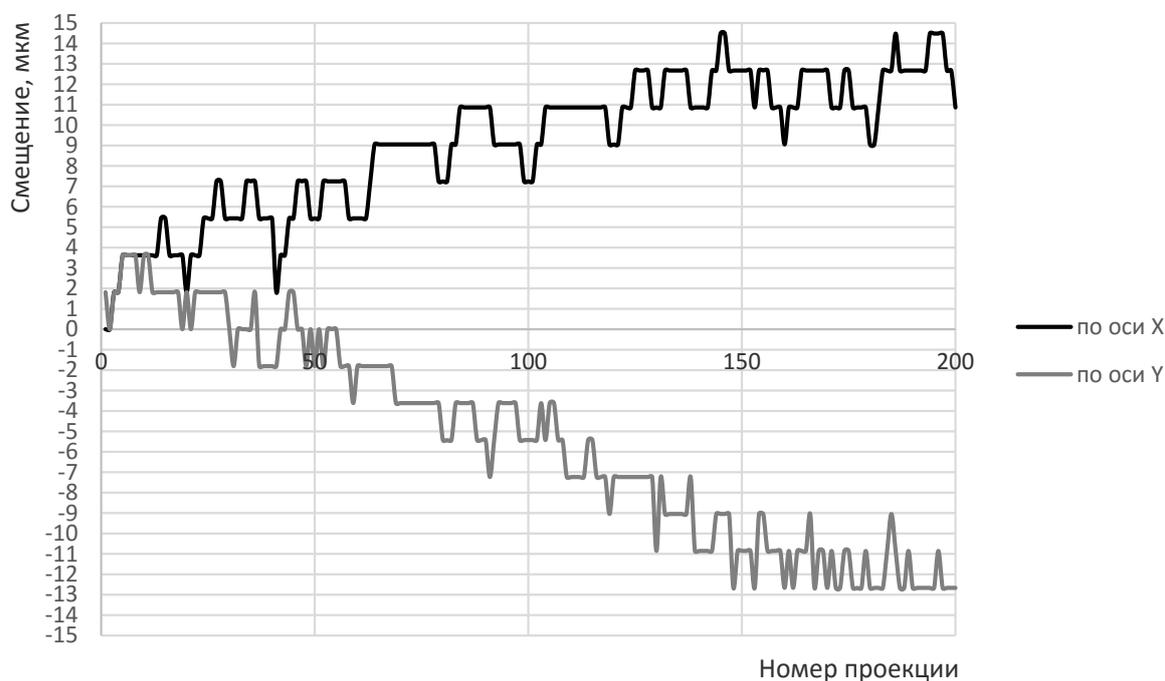


Рис. 4. Зависимость величины смещения фокусного пятна от номера проекции

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., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Бессонов В.Б., Ободовский А.В., Староверов Н.Е., Холопова Е.Д. Микрофокусная рентгенография в медицине: физико-технические особенности и современные средства рентгенодиагностики / Биотехносфера. 2015. № 5 (41). С. 55-63.
2. 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.

**ИНФОРМАТИВНОСТЬ МИКРО-КЛКТ В ОЦЕНКЕ
ЭНДОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ЗУБОВ (В ЭКСПЕРИМЕНТЕ).**
*Васильев А. Ю., Петровская В. В. (ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-
стоматологический университет им. А. И. Евдокимова» Минздрава России, кафедра
лучевой диагностики)*

Для анализа анатомического строения зубов и контроля эндодонтического лечения наиболее часто используется рентгенография [1,2]. Применение традиционной рентгенографии зубов позволяет проводить изучение пульпарной камеры, морфологического строения, а также проходимости корневых каналов и дополнительных каналцев, что является необходимым условием для качественного эндодонтического лечения зубов.

Активное развитие томографических методов позволяет получить объемную визуализацию зуба, что создает возможность пространственного анализа анатомических особенностей для дальнейшего терапевтического лечения [1, 2, 3].

Компьютерная томография (мультиплановая и конусно-лучевая) нашла широкое применение в различных областях медицины, в том числе в стоматологии [1, 4]. В последние несколько лет появились научные исследования, посвященные изучению морфологических особенностей зубов с помощью микрофокусных технологий, в том числе при использовании томографии. Применение микрофокусных конусно-лучевых компьютерных томографов (микро-КЛКТ) расширило представление об анатомии зубочелюстной системы [2, 3].

Целью экспериментального исследования послужило изучение возможности применения микро-КЛКТ для анализа строения зубов и оценке эндодонтического материала.

Обследованы препараты удаленных зубов при использовании различных методов лучевой диагностики. Для проведения двухмерной микрофокусной рентгенографии (МФРГ) использовался рентгенодиагностический аппарат с минимальным фокусным пятном с последующим 5 и 10 кратным увеличением. Для трехмерного анализа особенностей строения зубов и качества пломбирования была проведена мультиплановая компьютерная томография (МСКТ), конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) и микрофокусная конусно лучевая компьютерная томография (микро-КЛКТ).

Для определения особенностей строения зубов, корневых каналов, качества эндодонтического лечения, характера пломбировочного материала в качестве эксперимента проводился анализ возможностей различных методов лучевой диагностики.

На первом этапе экспериментального исследования проводился визуальный анализ препаратов зубов по внешним характеристикам. До эндодонтического лечения корневых каналов была проведена компьютерная томография (МСКТ и КЛКТ) и МФРГ, где были диагностированы кариозные изменения, дифференцировалась область эмали и дентина, определено количество корней и каналов, патологических включений в полостях и корневых каналах.

В ходе экспериментального исследования в качестве материалов для эндодонтического лечения использовался гуттаперчевые штифты разных марок с разным характером заполнением корневых каналов, силикофосфатный цемент стоматологический «Беладонт», «Forfenan», цинк фосфатный цемент «Abhesor», «Abscess Remedy», «Endofill», «АН26».

Для более детальной оценки качества эндодонтического лечения, ее однородность и положения пломбировочного материала в лабораторных условиях провалилась микро-КЛКТ

По результатам микро-КЛКТ было выявлено более высокая информативность по сравнению с МСКТ и КЛКТ в оценке качества эндодонтического лечения, положения и хода пломбировочного материала. В ходе исследования, по данным микро-КЛКТ, выявлено неравномерность заполнения пломбировочным материалом корневых каналов, не доведение его до верхушек зубов, кроме того были выявлены множество мелких повреждений корней, дополнительные каналы и фрактуры.

В ходе исследования были определены преимущества микро-КЛКТ при получении изображения высокого разрешения с высокой детализацией анатомических особенностей зубов и результатов применения, различных эндодонтических материалов.

Микро-КЛКТ показала более высокую информативность, по сравнению с МСКТ и КЛКТ, при изучении анатомических строений зубов и результатов использования эндодонтического материала. Применение микро-КЛКТ открывает новые возможности объемной визуализации зубов, позволяя получать на рентгеновском изображении мелкие и малоконтрастные детали анатомического строения.

Литература

1. Васильев, А. Ю. Возможности микрофокусной радиовизиографии в оценке структуры костной ткани и костно-пластического материала / А.Ю. Васильев, В. В. Петровская // Биотехносфера. – 2014. – № 4 (34). – С. 3–6.
2. Васильев, Ю. А. Цифровая микрофокусная технология рентгенографии в оценке анатомического строения зубов (экспериментальное исследование): Дис. ... канд. мед. наук: 14.01.13 / Васильев Юрий Александрович. – М., 2015. – 167 с.
3. Потрахов, Н. Н. Микрофокусная рентгенография в медицине: Монография Под ред. Н.Н. Потрахова / Н. Н. Потрахов, А. Ю. Васильев, В.В. Петровская. – СПб.: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015. – 91 с.
4. Ludlow J. B., L. E. Davies-Ludlow Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT // Dentomaxillofac Radiol. 2012. V. 35. P.219–226.

РЕНГЕНОГРАФИЧЕСКИЙ СЕПАРАТОР СЕМЯН

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

Производство и получение высококачественного посевного и посадочного материала является важнейшей задачей развития агропромышленных комплексов. На сегодняшний день все более широкое распространение в сельском хозяйстве получают рентгенографические методы контроля качества посадочного материала. Основные достоинства этих методов: высокая скорость анализа и информативность, надёжность и точность, высокая вероятность распознавания скрытых дефектов и выявления вредителей.

На сегодняшний день сформировались два основных способа рентгенографической съёмки: контактный и с увеличением изображения [1,2].

Для реализации первого, контактного способа съёмки используется источник рентгеновского излучения с протяженным фокусным пятном, объект съёмки при этом

располагается на достаточно большом расстоянии от источника излучения и вплотную к приемнику рентгеновского изображения.

Для реализации съёмки с увеличением используется источник излучения с точечным фокусным пятном, поэтому этот метод называется микрофокусной рентгенографией. Объект съёмки располагается на определенном расстоянии, как от источника излучения, так и от приемника изображения, а соотношение этих расстояний определяет коэффициент увеличения изображения объекта.

Микрофокусная рентгенография позволяет получить увеличенное изображение объекта, именно поэтому данный метод является предпочтительным при рентгенографии семян, так как получаются резкие, увеличенные в десятки раз, изображения семян, что невозможно при контактной рентгенографии. Таким образом, метод микрофокусной рентгенографии позволяет надежно выявлять разнообразные дефекты семян, в том числе их разную степень выполненности, поражение вредителями, трещиноватость[3].

Для разделения качественных и некачественных семян была предложена модель рентгеновского сепаратора семян. В данном комплексе рентгеновское излучение используется для получения теневого изображения группы семян, после чего выполняется цифровая обработка снимка. На основе полученных данных принимается решение повреждено семя или нет и, соответственно, поврежденные семена отделяются от неповрежденных.

Макет рентгеновского сепаратора семян включает в себя рентгенозащитную камеру 1, перестраиваемый микрофокусный источник рентгеновского излучения 2, систему перемещения источника 3, приемник рентгеновского излучения 4, состоящий из сцинтиллятора 5 и матрицы фоточувствительных транзисторов 6, систему подачи семян 7, магнитную фокусирующую систему 8, блок обработки и управления 9. Блок обработки и управления соединен с приемником излучения, источником излучения и магнитной фокусирующей системой. Схема макета показана на рис. 1. Макет управляется оператором, который загружает объекты исследования в систему подачи семян, а также контролирует работу самого сепаратора.

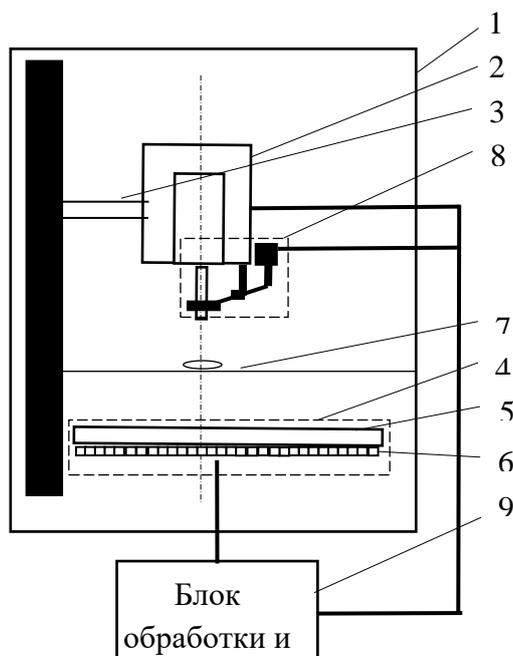


Рис. 1 Схема макета рентгеновского сепаратора семян.

Коэффициент увеличения изображения задается при указании оператором типа исследуемых семян. Он рассчитывается исходя из минимального размера дефектов, которые могут присутствовать в этих семенах, по следующим формулам:

$$A = a \cdot f_2 / f_1, \quad (1)$$

$$H = d \cdot (f_2 - f_1) / f_1, \quad (2)$$

где a – размер дефекта; A – размер изображения дефекта; H – нерезкость изображения дефекта; d – размер фокусного пятна микрофокусного источника рентгеновского излучения; f_1 – расстояние от фокусного пятна до семени; f_2 – расстояние от фокусного пятна до плоскости приемника излучения;

Сепаратор работает следующим образом: оператор задает тип исследуемых семян, автоматически устанавливаются рабочее напряжение и ток рентгеновской трубки, в зависимости от типа семян изменяется расстояние от источника излучения до объекта исследования, меняя таким образом коэффициент увеличения изображения. Рентгеновское излучение, генерируемое микрофокусным источником, проходит сквозь семена и неравномерно ослабляется элементами их структуры. Сформированное за семенем теневое рентгеновское изображение регистрируется и преобразуется в цифровой электрический сигнал приемником рентгеновского излучения. Блок обработки и управления с помощью специального программного обеспечения обрабатывает цифровое изображение каждого семени и определяет качество партии семян.

Для определения качества посадочного материала был собран банк эталонных рентгенограмм семян, которые были получены ранее при проведении рентгенографии партий семян различных культур. В процессе отработки метода определены режимы работы рентгеновского аппарата, при которых достигается наибольший контраст изображения. Образцы семян для проведения исследований были предоставлены Ботаническим садом Петра Великого БИН РАН (Санкт-Петербург). Всего для исследований были отобраны семена почти 40 различных видов растений. Для проведения исследований использован микрофокусный источник излучения РАП50, имеющий диапазон изменения анодного напряжения рентгеновской трубки 5...50 кВ, диапазон изменения анодного тока: 20...200 мкА.

Для каждого вида семян были рассчитаны оптимальные параметры съёмки, получены рентгенографические изображения, после чего параметры съёмки были уточнены. При рентгенографическом контроле семян объекты исследования, как правило, расположены на карточках, в строгом порядке. Карточка имеет рабочее поле из рентгенпрозрачного материала площадью, допускающей размещение всей анализируемой партии семян.

При получении банка изображений семян так же использовали картонные карточки. Однако, так как при разбраковке семян при помощи сепаратора они не будут расположены отдельно друг от друга, в строгом порядке, были проведены эксперименты, которые позволили выяснить, что и в хаотично расположенных семенах, что имеет место в сепараторе, все скрытые дефекты надежно распознаются.

Заключение. В ходе выполнения исследований собран банк рентгеновских изображений семян различных видов растений, представителей разных семейств. Определены основные параметры разрабатываемого рентгеновского сепаратора семян. Показано, что в сепараторе должна быть предусмотрена возможность изменять напряжение рентгеновской трубки от 14 до 30 кВ, а ток трубки от 60 до 200 мкА во всем диапазоне рабочих

напряжений, коэффициент увеличения изображения должен изменяться от 3 до 5. – 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].

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. Цифровая микрофокусная рентгенография в клинической практике. Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Потрахов Н.Н. Петербургский журнал электроники. 2008. № 2-3. С. 163-166.
2. Сравнительная оценка информативности цифровой микрофокусной рентгенографии с многократным увеличением изображения и радиовизиографии в эксперименте. Алпатов В.Г., Васильев А.Ю., Кисельникова Л.П., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Селягина А.С., Петровская В.В. Институт стоматологии. 2010. Т. 1. № 46. С. 80-81.
3. Качество репродуктивных диаспор *Rosa Rugosa* Thunb., интродуцированных в Ботаническом саду Петра Великого. К.Г. Ткаченко, А.И. Капелян, А.Ю. Грязнов, Н.Е. Староверов Бюллетень Ботанического сада-института ДВО РАН, 2015, вып. 13

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ В ЗАДАЧАХ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ.

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

На сегодняшний день цифровая обработка рентгеновских изображений широко используется в промышленном неразрушающем контроле и медицинской диагностике. Методы цифровой обработки рентгеновских изображений позволяют очищать изображения от шумов, изменять яркость и контраст изображений, улучшать различимость мелких деталей на изображении. Таким образом, цифровая обработка изображений повышает их информативность. В ряде случаев цифровая обработка изображений может скомпенсировать неравномерность интенсивности рентгеновского излучения по полю изображения, или неверно выбранные режимы рентгенографии. В данной работе, для примера, был предложен метод повышения качества рентгеновских изображений микросхем.

Алгоритм повышения информативности изображений микросхем состоит из следующих этапов:

1. получение изображения;
2. коррекция фона изображения;
3. контрастирование изображения;

4. вычисление глобального порога, пороговое преобразование изображения по методу Оцу;
5. применение морфологической фильтрации для улучшения выделения интересующих областей изображения;
6. двумерное Фурье-преобразование изображения, подавление низких частот спектра изображения, обратное Фурье-преобразование;
7. получение окончательного результата, путем комбинирования изображений, полученных автоматическим контрастированием и высокочастотной фильтрацией.

Для выделения границ на изображении бы применен метод сегментации изображения на основе глобального порога. Глобальный порог был определен по методу Оцу. Метод Отцу работает только с гистограммой изображения, поэтому требует значительно меньше времени на вычисления чем методы, основанные на анализе изображения. Основная идея метода Оцу заключается в том, что если классы пикселей на изображении хорошо разделяются по яркости, то они хорошо разделяются и по порогу. Порог будет оптимальным, если, дисперсия между двумя классами пикселей, на которые изображение разделил порог, будет максимальна. Порог находится методом перебора всех возможных целочисленных значений яркости изображения (в случае изображения формата jpg или bmp перебрать необходимо 256 значений).

На рис. 1 показано исходное изображение(а) и результат порогового преобразования(б), описываемого выражением (1), где k – значение порога.

$$f(x, y) = \begin{cases} 1, & g(x, y) > k \\ 0, & g(x, y) < k \end{cases} \quad (1)$$

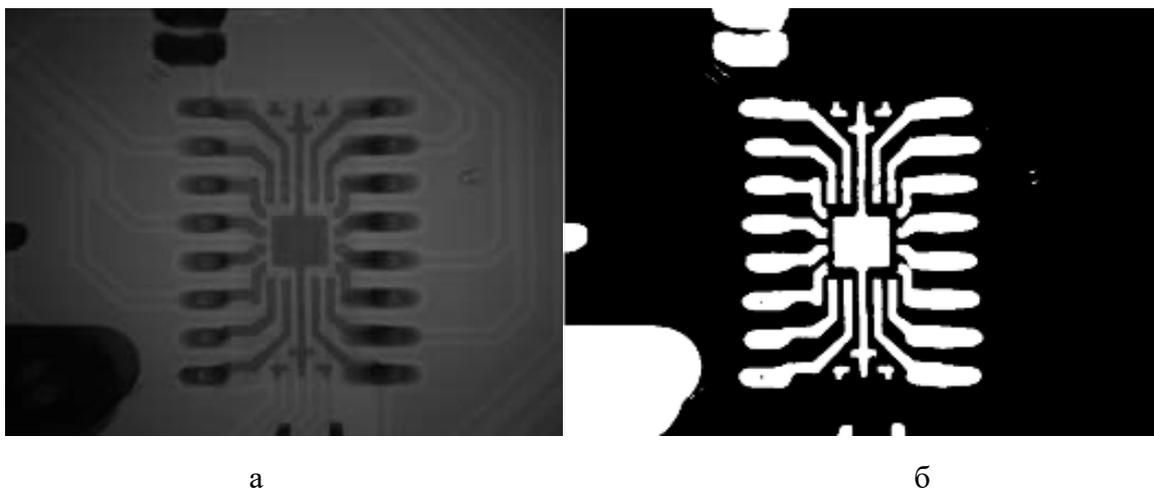


Рис. 1. а – Исходное изображение, б – Сегментация изображения на основе глобального порога

Как можно видеть на рис. 1 пороговое преобразование достаточно хорошо выделяет объект (в рассматриваемом случае микросхему), однако несколько участков объекта все-таки остаются невыделенными (черные участки на изображении микросхемы).

Для устранения подобных недостатков пороговой обработки была применена морфологическая обработка изображения. Для выделения оставшихся областей были последовательно применены операции морфологического наращивания и морфологической эрозии. Изображение после применения морфологической обработки изображения приведено на рис. 2. Как видно из рисунка, объект на изображении полностью белого цвета, не осталось изолированных черных групп пикселей. Выделение микросхемы на изображении

было необходимо для изменения контраста и увеличения резкости только изображения микросхемы при неизменном фоне изображения.

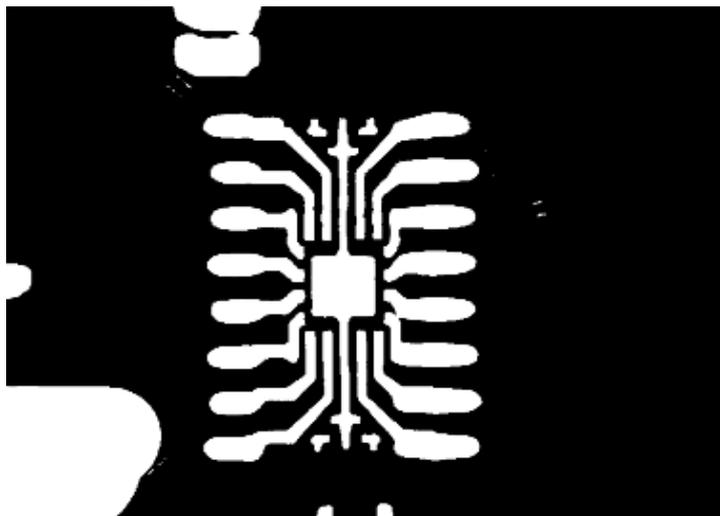


Рис.2 Изображение после морфологической обработки

Для усиления контуров на изображении, а также повышения контраста была применена фильтрация в частотной области. Двумерное преобразование Фурье и обратное преобразование осуществлялись по формулам 2 и 3:

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i2\pi(ux/M+vy/N)}; \quad (2)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{MN} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{i2\pi(ux/M+vy/N)}, \quad (3)$$

Фильтрация осуществлялась при помощи высокочастотного фильтра Гаусса, который ослабляет низкие частоты, а остальные оставляет без изменений. Затем было проведено обратное преобразование Фурье. Результат применения высокочастотной фильтрации к тестовому изображению показан на рис. 3.

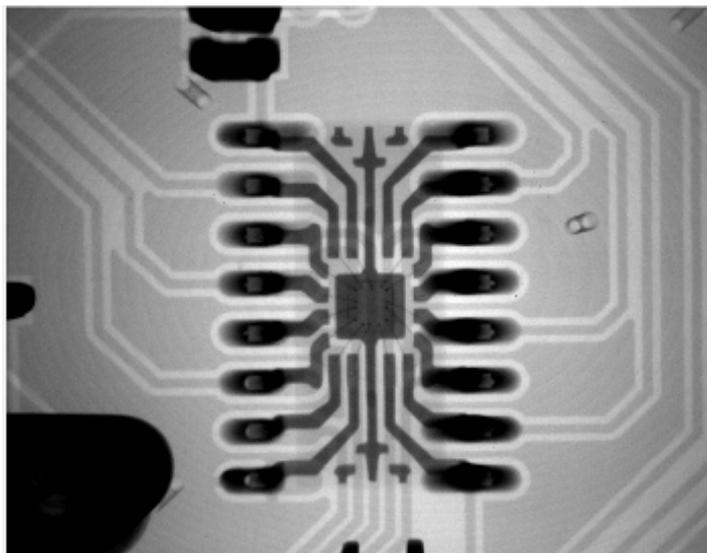


Рис. 3 Изображение после применения фильтрации в частотной области

Последним шагом алгоритма являлась комбинация изображения, полученного высокочастотной фильтрацией и изображения полученного контрастированием. Изображение микросхемы, полученное методом частотной фильтрации, накладывалось на изображение

фона, полученное автоконтрастированием исходного изображения, наложение проводилось с помощью изображения, полученного пороговым преобразованием. Если пиксель имел на бинарном изображении значение 1, то соответствующий пиксель на изображении заменялся на пиксель с изображения, полученного высокочастотной фильтрацией.

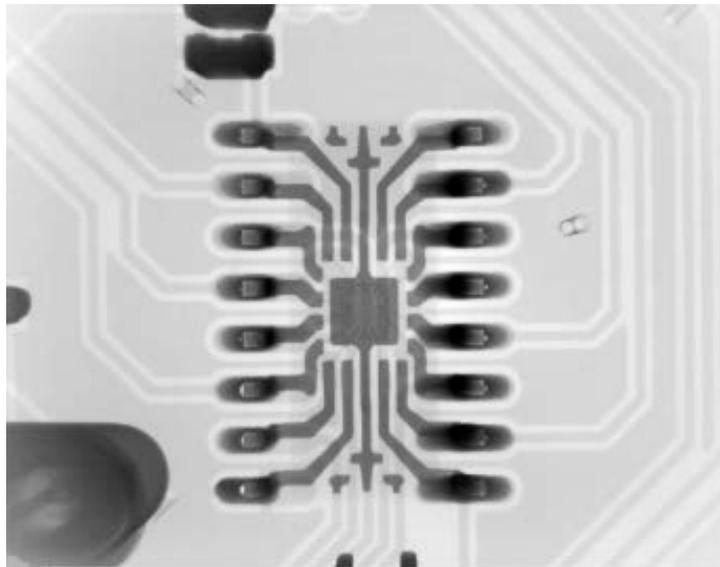


Рис. 4. Изображение, полученное в результате применения разработанного алгоритма

Результат работы алгоритма приведен на рис. 4. Как можно заметить, по сравнению с исходным изображением увеличился контраст дефектов и значительно повысилась резкость контуров.

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

Литература

1. Потрахов Н.Н. Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий, 2007.
2. Грязнов А.Ю. Методы и системы микрофокусной фазоконтрастной медицинской рентгенодиагностики, 2010.-25 с.
3. 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.

ПОРТАТИВНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ ДЕФЕКТОСКОП ПРИМА-250

Декстер П.В. (ООО «Спектрофлэш»)

Аппарат ПРИМА-250 является новой модификацией в серии портативных дефектоскопов, разработанных и выпускаемых ООО «Спектрофлэш». В концепции его создания были использованы все достижения как импульсных рентгеновских аппаратов типа АРИНА, так и аппаратов с постоянным напряжением на рентгеновской трубке МАРТ-200 и МАРТ-250.

Принципиальной новизной аппарата ПРИМА является расположение рентгеновской трубки. Трубка находится в центре высоковольтного блока, а вокруг неё размещаются

секции высоковольтного источника питания, которые имеют форму цилиндров, соединённых последовательно между собой. Такая конструкция обеспечивает более равномерное распределение высокого потенциала анода вдоль поверхности стекла трубки. При этом габариты высоковольтного блока существенно сократились. Высокочастотный первичный источник напряжения аппарата прочно соединён механически с высоковольтным блоком, что позволило отказаться от применения многожильного тяжёлого кабеля, который в условиях работы при низких температурах часто выходит из строя.

Конструктивно высоковольтный блок в разрезе изображён на рис. 1.

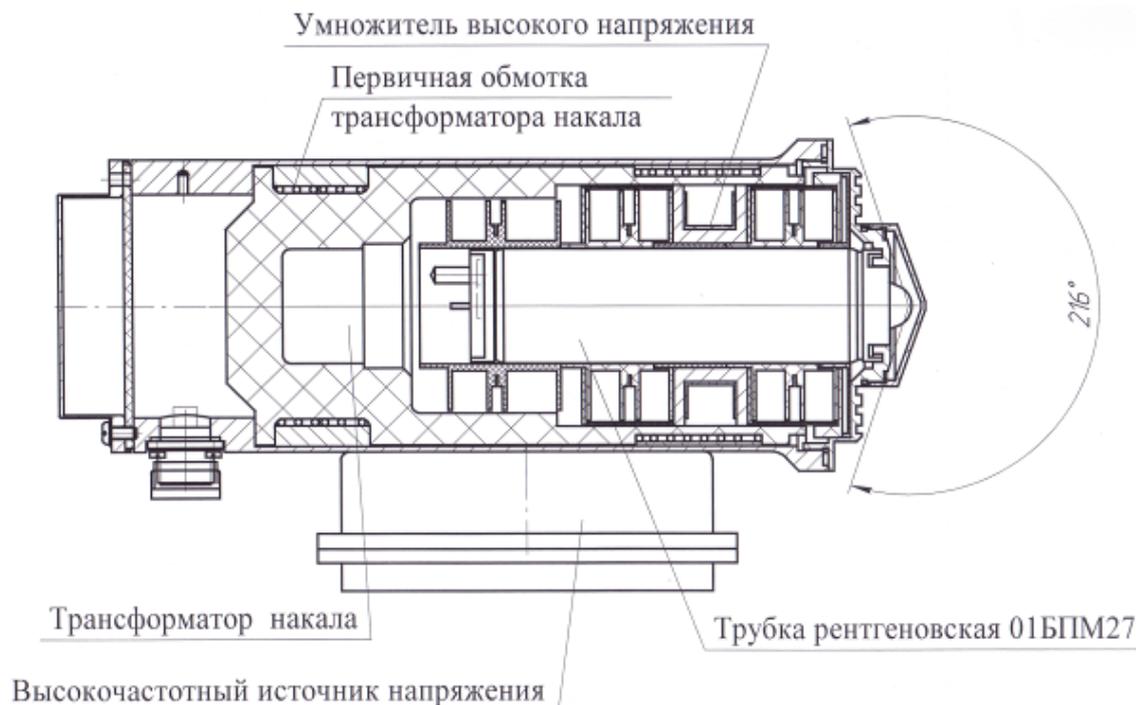


Рис 1. Схематичный разрез высоковольтного блока

В аппарате используется рентгеновская трубка 0,1 БПМ27-250 прострельного типа, разработанная объединением «Светлана-Рентген». Отличие её заключается в том, что выходное окно расположено непосредственно на аноде трубки. Это позволяет использовать аппарат ПРИМА-250 как для направленного, так и панорамного просвечивания.

Технические характеристики аппарата:

Максимальное рабочее напряжение на рентгеновской трубке – 250 кВ

Полезная мощность – 150 Вт

Размер фокусного пятна – 1,2 мм

Максимальная толщина просвечиваемой стали – 40 мм

Вес моноблока – 5 кг.

Вес пульта управления – 2 кг.

Габаритные размеры моноблока – 330x240x60 мм

Габаритные размеры пульта – 260x170x130 мм

Конструктивно высоковольтный блок и высокочастотный источник питания в ПРИМЕ объединены в один моноблок, что позволило отказаться от тяжелого высокочастотного кабеля, соединяющего пульт управления с рентгеновским излучателем,

заменяв его на лёгкий кабель постоянного напряжения, длина которого ограничивается только требованиями безопасности персонала.

Все части аппарата ПРИМА (моноблок, пульт управления, кабель, соединяющий пульт с моноблоком и кабель для подключения аппарата к сети переменного тока 220 В) при переноске укладываются в защитный герметичный кейс, обеспечивающий сохранность прибора при транспортировке и переноске в трассово-монтажных условиях.

На рисунках изображены:

Рис. 2 - Общий вид аппарата,

Рис. 3 - Аппарат в упаковке.



Рис. 2 Общий вид аппарата



Рис. 3 Аппарат в упаковке

ОПЕРАТИВНЫЙ КОНТРОЛЬ КРУПНОГАБАРИТНЫХ УЗЛОВ ИЗ ПОЛИМЕРНЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ТИПА КОЛЬЦЕВОЙ БАЛКИ П-ОБРАЗНОГО ПРОФИЛЯ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

*Кавалеров Б.В., Аношкин А.Н., Осокин В.М., Третьяков А.А., (Пермский национальный
исследовательский политехнический университет)*

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

В работе, на примере кольцевой балка П-образного профиля выполненной из полимерных композиционных материалов, рассматриваются преимущества использования метода микрофокусной рентгенографии при неразрушающем контроле авиационных изделий. Описаны основные типы характерных дефектов, возникающих в подобном типе деталей как в процессе их изготовления, так и в процессе их эксплуатации, а именно – межслоевые расслоения, поры и складки. Приведены особенности получения псевдообъемных изображений, которые позволяют повысить информативность о структуре объекта контроля, а также осуществлять идентификацию возникающих неоднородностей. Описывается модель робототехнической системы, позволяющей реализовать выполнить мало- или многоракурсную схемы съемки, и, в том числе, проводить томографические исследования.

В настоящее время в авиационной промышленности находит все большую популярность применение полимерных композиционных материалов (ПКМ) при разработке новых и усовершенствовании используемых деталей и узлов. Конкурентное преимущество таких деталей по сравнению с металлическими аналогами, заключается в их меньшем весе, при тех же жесткостных и прочностных характеристиках, что приводит к повышению топливной эффективности, а в ряде случаев, повышению технологичности и снижению себестоимости их изготовления. При этом изделия, выполненные из ПКМ, имеют значительные размеры достигающих 2-х метров в диаметре, подвергающиеся широкому спектру статических, динамических и циклических нагрузок в течение длительного периода эксплуатации. Одним из характерных примером такого изделия является кольцевая балка П-образного профиля. Сегмент кольцевой балки после проведения механических испытаний в исходном и принудительно-нагруженном состоянии представлен на рисунке 1. В таких конструкциях основными типами дефектов, возникающих как в процессе изготовления деталей, так и в процессе их эксплуатации являются межслоевые расслоения, поры и складки, в большей степени, образующиеся в местах перегиба слоев [1, 2]. Для их обнаружения широко применяются различные методы неразрушающего контроля. Однако, выявление таких дефектов представляет сложную задачу, поскольку при контроле таких дефектов наблюдается эффект «схлопывания», т.е. отсутствие раскрытия. Соответственно, задача экспресс-оценки качества деталей и узлов из ПКМ при их серийном производстве и в процессе эксплуатации приобретает первостепенное значение.

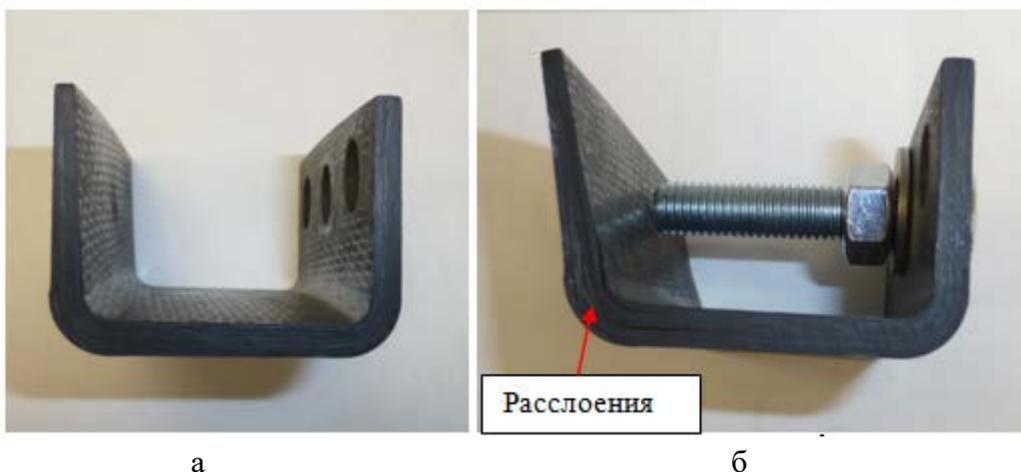


Рис. 1. Композитный сегмент кольцевой балка П-образного профиля после механических испытаний в исходном (а) и принудительно-нагруженном состоянии (б)

В настоящее время одним из наиболее информативных и точных методов неразрушающего контроля по выявлению типовых дефектов является метод микрофокусной 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. Особенности метода широко описаны в работе авторского коллективом [3]. Для решения задачи оперативного высокоинформативного контроля крупногабаритных изделий из ПКМ типа кольцевая балка П-образного профиля был применен микрофокусный способ получения рентгеновских изображений. Рентгенографические исследования подобного типа конструкций целесообразно осуществлять при съемке контролируемых участков с малого фокусного расстояния, используя широко расходящийся пучок рентгеновского излучения. Для получения информации о распределении неоднородностей внутренней структуры объектов исследования необходимо выполнить мало- или многоракурсную съемку [4].

Первый метод удобно реализовать, используя способ, получивший название ламинография. При его реализации источник излучения и объект исследования перемещаются линейно во взаимно противоположных направлениях на максимально возможное расстояние. Это расстояние определяется геометрией объекта исследования, равномерностью поля облучения, шириной динамического диапазона системы визуализации, физическими размерами установки для выполнения сканирования. Второй способ позволяет произвести полную реконструкцию исследуемого объекта, однако требует набора проекционных данных, полученных под углом как минимум 180 градусов к оси, проходящей через объект контроля.

Реализация указанных механизмов диктует необходимость создания специализированной системы, позволяющей осуществлять исследования подобными способами. Подобные решения существуют в западных странах, однако их стоимость крайне высока. В России поставленная задача решается коллективом исследователей и разработчиков из Пермского национального исследовательского политехнического университета и Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» имени В. И. Ульянова (Ленина). Данным коллективом разрабатывается система, которая включает в себя несколько ключевых компонентов (Рис. 2):

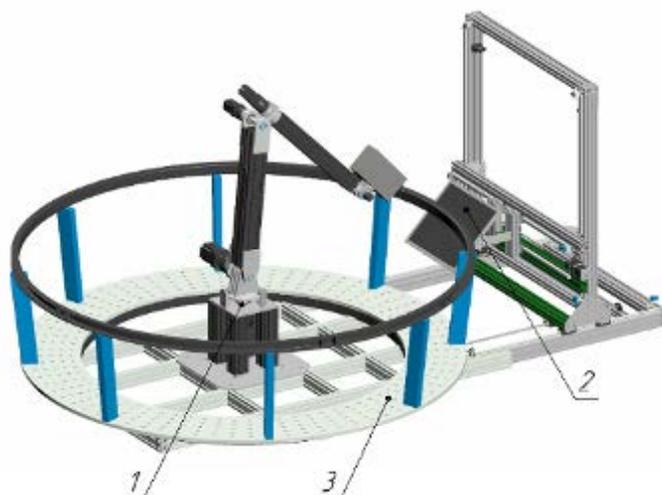


Рис. 2. Модель робототехнической системы

1. Робот-манипулятор с установленным на нем микрофокусным источником рентгеновского излучения. Манипулятор должен обеспечивать облучение исследуемого объекта с различных ракурсов с соблюдением заданной точности позиционирования и ориентации по отношению к приемнику излучения.

2. Рамочная конструкция с направляющими, обеспечивающая позиционирование цифрового детектора рентгеновского излучения. Учитывая габариты исследуемых деталей, для построения проекций с одного ракурса может потребоваться несколько снимков.

3. Поворотный стол, на котором закрепляется исследуемый объект.

На основе проекционных данных, полученных на макете установки, при помощи метода обратного проецирования с фильтрацией и сверткой было произведено послойное восстановление внутреннего строения объекта исследования, используя 180 градусов к оси, проходящей через объект контроля. После указанной операции, для удобства представления результатов исследования, была выполнена трехмерная реконструкция (Рис.3).

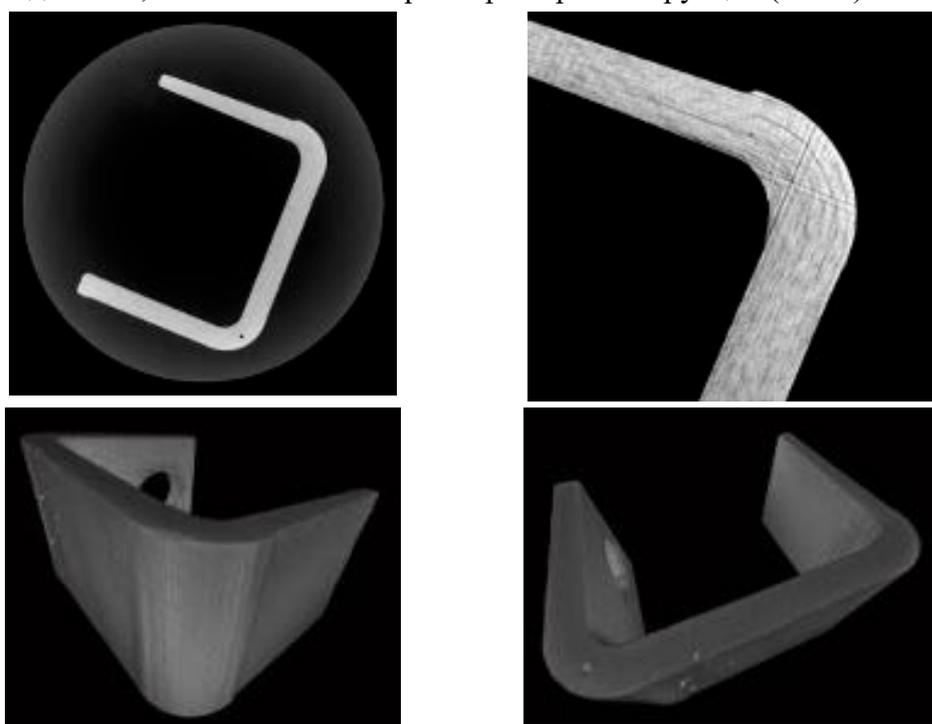


Рис. 3. Трехмерные модели сегмента балки П-образного профиля

Реализация и внедрение разрабатываемой системы позволит осуществлять мало- или многоракурсную съемку объектов контроля, что существенно повысит достоверность выявления неоднородностей.

Исследование выполнено в Пермском национальном исследовательском политехническом университете при поддержке Российского научного фонда (проект №16-19-00155).

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. A.N. Anoshkin, V.M. Osokin, A.A. Tretyakov, N.N. Potrakhov, V.B. Bessonov. Application of operational radiographic inspection method for flaw detection of blade straightener from polymeric composite materials // Journal of Physics: Conference Series. – 2017. – Т.808. – №1. – P. 012003. DOI: 10.1088/1742-6596/808/1/012003

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

НЕРАЗРУШАЮЩИЙ КОНТРОЛЬ ИЗДЕЛИЙ ИЗ ПОЛИМЕРНЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ

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

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

В связи со стремительным ростом технологического развития авиационной промышленности происходит обширное внедрение полимерных композиционных материалов (ПКМ) как в малонагруженных, так и в силовых изделиях летательного аппарата. Это происходит ввиду того, что некоторые узлы из металлических материалов не отвечают техническим требованиям по удельным характеристикам, предъявляемые перспективным авиационным двигательным установкам. Кроме того, использование композиционных материалов позволяет значительно снизить вес, повысить экологические параметры и экономичность самолета. Использование ПКМ в современной технике, особенно в авиационной, требует учета таких факторов, как анизотропия жесткости и прочности, нелинейный характер деформирования при нагружении, вероятность разрушения вдоль поверхности раздела слоев, а также возможное наличие специфических внутренних дефектов различного характера. Среди множества дефектов, возникающих в ПКМ можно выделить наиболее часто встречающиеся, такие как: дефекты в виде пор, межслоевых расслоений, отслоения смежных пакетов, замятий слоёв, смоленых карманов (рис. 1), отслоения оболочек от ячеистой структуры в многослойной конструкции (ячеистая структура широко

применяется в изделиях звукопоглощающих конструкциях) и другие [1]. Всё это разнообразие можно разделить на два больших вида: эксплуатационные и производственно-технологические. Эксплуатационные дефекты возникают под воздействием циклических нагрузок, человеческого фактора, а также в связи с природными явлениями, такими как удар молнии и прочими. Производственно-технологические, в свою очередь, делятся на химические, механические и геометрические. При этом одними из основных дефектов, встречающиеся на всех стадиях жизненного цикла изделия являются расслоения и отслоения. Они оказывают определяющее значение при решении вопросов использования композитов в изделии. Вместе с этим основными местами появления расслоений и отслоений являются, зоны концентрации напряжений, например, места с перегибом слоев армирующего материала или резким изменением толщины. Возникновение этих дефектов чаще всего приводит к разрушению элемента, при более низких нагрузках, чем их расчетные значения.

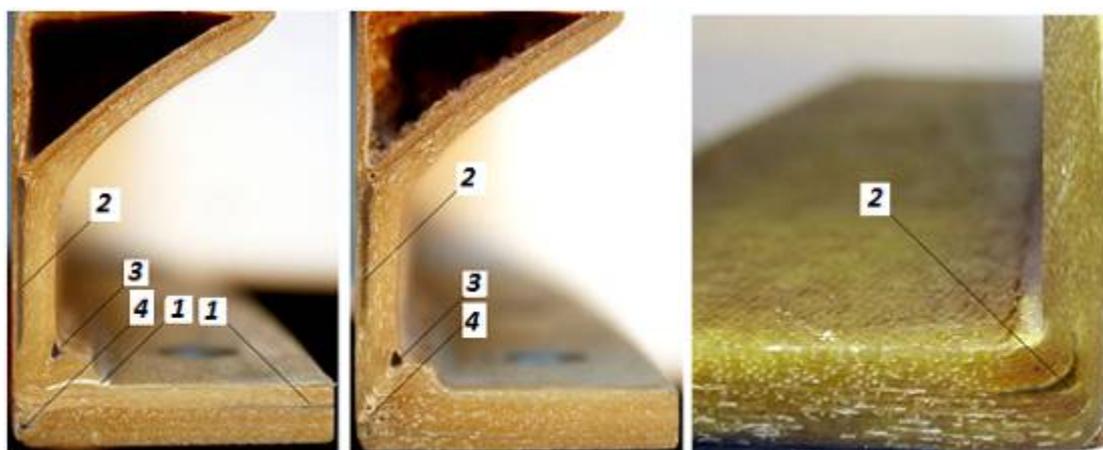


Рис. 1. Видимые дефекты в конструкции фланцев из ПКМ: 1 - расслоение; 2 - смоляные карманы; 3 – поры; 4 – складки.

В настоящее время существует большой спектр методов и приборов неразрушающего контроля (НК) применяемых для дефектоскопии изделий из ПКМ. Это обусловлено разнообразием конструктивных особенностей объектов контроля, их геометрическими параметрами, внутренней структурой, что влияет на возможность применения и надежность выявления дефектов методами НК. Основными методами НК, применяемых для контроля качества изделий из ПКМ, являются: акустические, тепловые и радиационные. Эти методы, в свою очередь, можно разделить на различные подгруппы, имеющие свои достоинства и недостатки.

Одной из наиболее емких групп являются акустические методы НК. Рассматривая данную группу, легко заметить, что из всех акустических методов чаще всего применяется низкочастотный с частотой, не превышающей 1 - 5 МГц. Его применение обусловлено сильным ослаблением и рассеиванием высокочастотной ультразвуковой волны в матрице, волокнах и различных включениях ПКМ. Основной областью применения метода является обнаружение зон межслоевых расслоений в слоистой структуре композиционного материала. При этом главное преимущество метода заключается в реализации контроля практических всех материалов и конструкций. Требование к кривизне изделия определяется исключительно размерами датчика, что обеспечивает одинаковое качество контроля вогнутых и выпуклых деталей.

Также в настоящее время находит все большую популярность ультразвуковой метод на фазированной решетке. Он позволяет осуществлять контроль сложных объектов. В

отличие от традиционных ультразвуковых методов, в которых результатом считается единственный А-скан, метод на основе фазированной решетки представляет собой множество А-сканов. Количество А-сканов зависит от количества пьезоэлементов в преобразователе. Далее множество А-сканов дает возможность визуализировать структуру материала, выделяя цветом частоту амплитудных колебаний, преобразовав его в S-скан (Рис. 2). При этом минимально выявляемый дефект существенно меньше по сравнению с традиционным методом. Это обусловлено меньшим размером пьезоэлементов.

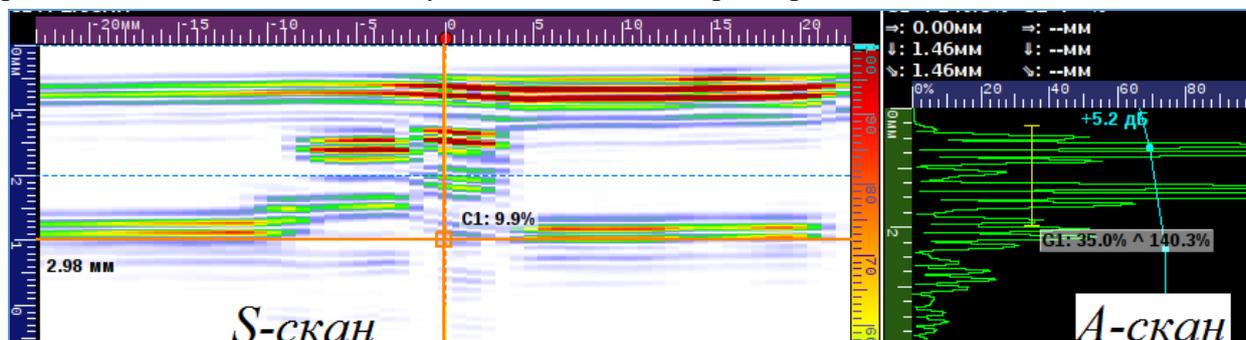


Рис. 2. Пример отображения S-скана и А-скана

Еще одним из широко используемых ультразвуковых методов является теневой, базирующийся на ослаблении интенсивности упругих колебаний ультразвуковой частоты от дефектной структуры в материале. Процесс контроля заключается в установке излучающего и принимающего преобразователей ультразвуковых колебаний соосно с разных сторон от объекта контроля. Колебания, проходя сквозь материал и попадая на дефект, отражается вследствие чего, интенсивность колебаний уменьшается. Данный метод хорошо зарекомендовал себя для контроля монолитных изделий. При этом достоинством метода является отсутствие неконтролируемой зоны между преобразователями, а также в более простой настройке и минимально необходимых требованиях, предъявляемых к эталонным образцам. Однако существенным недостатком метода является необходимость в двухстороннем доступе объекта контроля.

Наравне с акустическими методами получил широкое распространение радиационный метод, основанный на регистрации и анализе ионизирующего излучения после его взаимодействия с объектом контроля [2]. В виду характерных особенностей структуры композиционного материала одним из важных условий при НК изделий из ПКМ является получение увеличенных рентгеновских изображений. Это обуславливается близкими значениями плотности армирующего материала и связующего вещества, приводящих к низкому контрасту изображений вследствие чего снижается вероятность обнаружения и распознавания возможных дефектов при традиционной рентгенографии. Получение увеличенных рентгеновских изображений возможно, только при помощи источников рентгеновского излучения, размеры фокусного пятна которых не превышают 0,1 мм. Поэтому основным направлением при дефектоскопии изделий из ПКМ нашел широкое применение метод микрофокусной рентгенографии. Метод позволяет выявлять неоднородности в виде пор, посторонних включений, структурных неоднородностей и обрывов армирующих элементов. 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. При этом размер фокусного пятна, а также расстояние между источником излучения

и объектом съемки существенно влияют на величину геометрической составляющей, то есть нерезкости получаемого изображения. Второй, не менее важной, особенностью микрофокусной рентгенографии является возможность получения информативных рентгеновских изображений одних и тех же объектов исследования при меньшей мощности излучения по сравнению с классической рентгенографией при сближенной геометрии съемки [3]. Еще одной особенностью метода микрофокусной рентгенографии является наличие псевдообъемного эффекта, возникающего при расстояниях от источника излучения до объекта съемки сопоставимых с размерами объекта исследования.

Однако, одним из основных недостатков метода является сложность его применения для выявления одного из наиболее распространённого технологического дефекта типа расслоения, в котором не редко наблюдается эффект «схлопывания». Это связано с тем, что при расслоении происходит разрушение клеевого соединения между слоями армирующего материала с отсутствием воздушной прослойки (Рис. 3). Вследствие чего необходимо применение специальных нагружающих элементов объекта контроля для раскрытия дефекта, что приводит к усложнению процесса контроля.

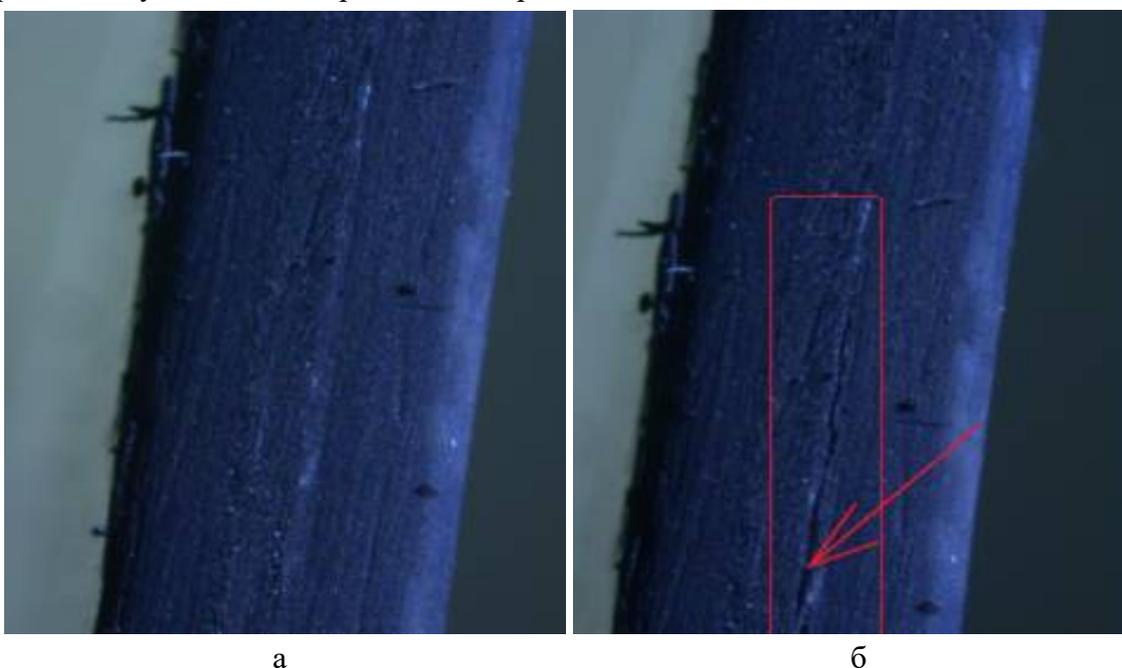


Рис. 3. Микрошлиф образца с разрушением в виде расслоения без нагрузки (а) и при принудительно-нагруженном состоянии (б)

Вместе с этим в последние годы в радиационной дефектоскопии, произошел переход к применению цифровых приемников рентгеновского излучения, что позволяет преобразовывать рентгеновское излучение, прошедшее через объект контроля, в оптическое, а затем в цифровое, выводимое на монитор. К достоинствам данного метода можно отнести: мгновенное получение рентгеновского изображения, ввод и хранение изображений контроля с дальнейшей обработкой результатов, возможность передачи данных по внешним и локальным сетям. Это привело к развитию метода компьютерной томографии. Свое большое распространение этот метод получил в связи с тем, что позволяет выявлять отдельно взятые углеродные волокна и их обрывы в углепластиках, с разрешающей способностью в несколько мкм. Однако, как и у любого другого метода у данного метода есть свои недостатки, обусловленные, как дороговизной технологии контроля, так и сложностью применения при

дефектоскопии крупногабаритных изделий. Это связано с тем, что для восстановления объемной структуры объекта контроля необходимо получать от 360 до 720 снимков при круговом их вращении на 360° (в некоторых случаях – 180°), что не всегда является возможным при контроле крупногабаритных объектов.

Помимо всех перечисленных методов существует и такой перспективный метод НК изделий из ПКМ как тепловой метод или метод термографии [4]. Метод основан на измерении, мониторинге и анализе температуры контролируемых объектов. Главным условием применения теплового контроля является наличие в контролируемом объекте тепловых потоков. Процесс передачи тепловой энергии, выделение или поглощение тепла в объекте приводит к тому, что его температура изменяется относительно окружающей среды. Распределение температуры по поверхности объекта является основным параметром в тепловом методе, так как несет информацию об особенностях процесса теплопередачи, режиме работы объекта, его внутренней структуре и наличии скрытых внутренних дефектов. Тепловые потоки в контролируемом объекте могут возникать по различным причинам. Тепловой контроль в свою очередь делится на два метода активный и пассивный.

Активный метод теплового контроля применяется тогда, когда в ходе эксплуатации контролируемый объект не подвергается достаточному тепловому воздействию, или в случае, когда измерение температуры объекта в процессе эксплуатации технически невозможно, как, например, с лопастью вертолета. Данный метод предполагает, нагрев объекта специальными внешними источниками энергии для создания тепловых потоков. В отличие от активного метода, пассивный метод теплового контроля не нуждается во внешнем источнике теплового воздействия, тепловое поле в объекте контроля возникает при его эксплуатации или изготовлении. При пассивном контроле может использоваться как постоянно действующее естественное тепловое нагружение объекта контроля, так и переходные тепловые процессы. Изменения температуры регистрируемое тепловым методом может достигать 0.01°C , что позволяет фиксировать места концентраций энергии, в которых могут протекать пластические деформации, сопровождающиеся выделением тепла. Исходя из полученных данных о местоположении концентратора энергии, появляется возможность определить расположение и размер дефекта. При этом очевидно, что для дефектоскопии изделий из ПКМ целесообразно применять активный тепловой метод, который позволяет выявлять неоднородности в виде расслоений в слоистой структуре композиционного материала, а также неоднородности в виде отслоений оболочек от ячеистой структуры в многослойной конструкции.

Таким образом, существует большой спектр методов и приборов НК применяемых для дефектоскопии изделий из ПКМ. Такое количество методов обусловлено разнообразием конструктивных особенностей, геометрических параметров и внутренней структуры объектов контроля, что влияет на использование того или иного метода НК.

Работа выполнена при финансовой поддержке Минобрнауки РФ (договор № 03. G25.31.0232) в рамках реализации Постановления Правительства РФ №218 «О мерах государственной поддержки развития кооперации российских высших учебных заведений и организаций, реализующих комплексные проекты по созданию высокотехнологичного производства».

Литература.

1. 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 ПНИПУ. Аэрокосмическая техника. 2015. № 43, DOI: 10.15593/2224-9982/2015.43.08
2. Ключев В.В. Неразрушающий контроль // М.: Машиностроение. Том 2. Книга 1, 2. 2003. - 688 с.
3. Anoshkin A.N., Osokin V.M., Tretyakov A.A., Potrakhov N.N., Bessonov V.B. Application of operational radiographic inspection method for flaw detection of blade straightener from polymeric composite materials // Journal of Physics: Conference Series. – 2017. – Т.808. – №1. – P. 012003. DOI: 10.1088/1742-6596/808/1/012003
4. Троицкий В. А., Карманов М. Н., Троицкая Н. В. Неразрушающий контроль качества композиционных материалов // Техническая диагностика и неразрушающий контроль. 2014. №3. СС 29 – 33.

МЕТОД КОНТРОЛЯ КОНТАКТНОЙ (ТОЧЕЧНОЙ) СВАРКИ

Бессонов В.Б., Староверов Н.Е., Ларионов И.А., Гук К.К., Ободовский А.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

С развитием техники совершенствуется технология сварки деталей разных толщин из различных материалов, по причине чего постоянно расширяется набор применяемых видов и способов сварки. В настоящее время сваривают детали толщиной от нескольких микрометров до нескольких метров, изготовленные не только из конструкционных сталей, но и из специальных сплавов на основе цветных и тугоплавких металлов, а также из композиционных материалов. В связи с этим вопрос о контроле сварных соединений встает особенно остро.

Позволяя находить сварочные дефекты макро размеров, существующие методики оказываются недостаточно чувствительными к микродефектам, а также к изменениям структуры и, соответственно, изменениям в механических свойствах материалов. Особые затруднения вызывает вопрос контроля качества при контактной (точечной) сварке изделий.

В связи с этим была поставлена цель: разработать методику неразрушающего радиографического контроля точечного сварного соединения, обладающей высокой точностью оценки его качества.

Важнейшей отличительной особенностью использования микрофокусных источников излучения для рентгенографии (так называемой микрофокусной съемки) является возможность получения резких увеличенных рентгеновских изображений различных объектов. В зависимости от конкретных размеров фокусного пятна, геометрических параметров съемки и некоторых других факторов коэффициент увеличения размеров объекта на снимке по сравнению с его истинными размерами может составлять от нескольких единиц до нескольких сотен при сохранении качества и информативности изображения (рис. 1).

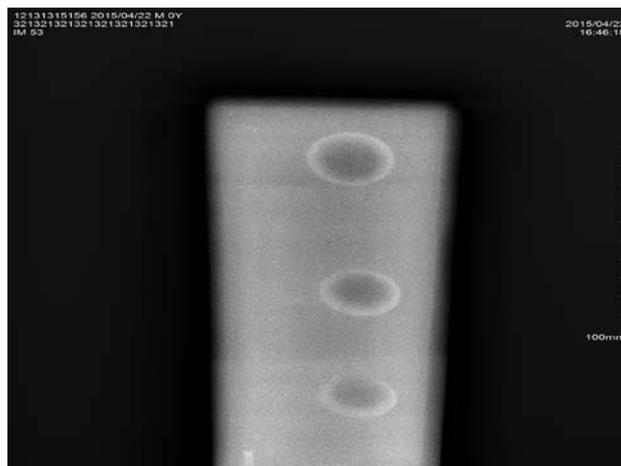


Рис. 1. Изображение точечного сварного соединения, полученного микрофокусным способом съемки

Основная особенность этой схемы заключается в том, что объект съемки располагается на определенном расстоянии как от фокусного пятна источника излучения (фокусное расстояние), так и от входного окна приемника излучения. Соотношение указанных расстояний определяет коэффициент увеличения изображения. Очевидно, что микрофокусный способ съемки позволяет на значительно более высоком уровне произвести оценку основных критериев качества точечного сварного соединения, таких как:

- наличие ядра;
- глубина залегания ядра;
- наличие капельной фракции и каверн.

Основной интерес представляет определение глубины залегания ядра точечной сварки. Для формирования алгоритма определения указанного параметра были выполнены предварительные томографические исследования на разработанном на кафедре электронных приборов и устройств опытного образце микрофокусного компьютерного томографа. В качестве объектов исследования использовались двойные и тройные соединения из стальных пластин. На рисунке 2 показаны результаты объемного восстановления внутреннего строения объектов исследования.

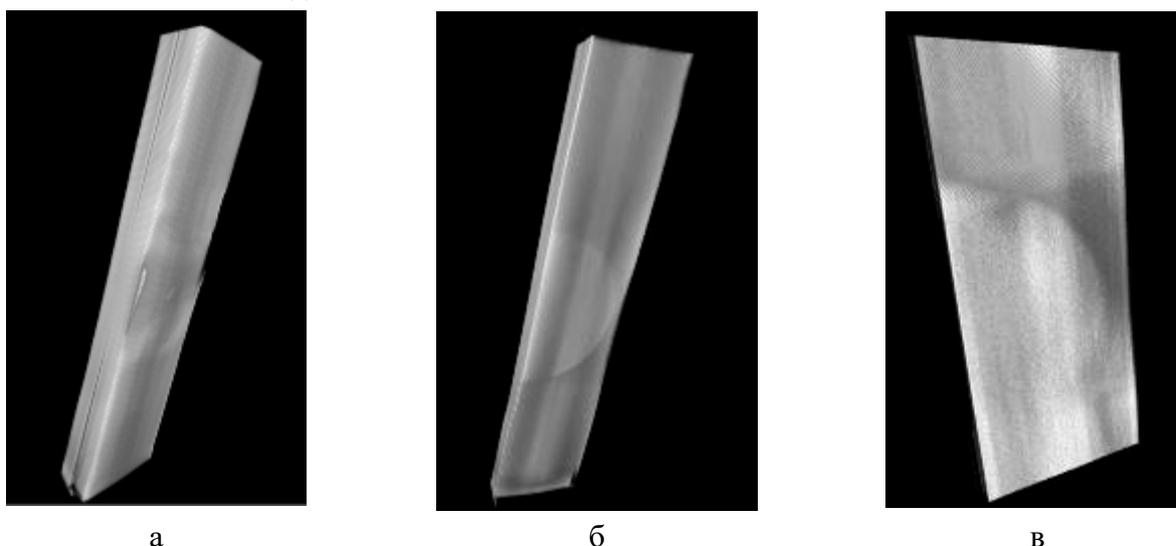


Рис. 2. Томограммы образцов с контактными сварными соединениями: а – трехмерная реконструкция двухслойного образца, б – срез в области ядра контактной сварки двухслойного образца, в – срез в области ядра контактной сварки трехслойного образца

На рисунках 2-б и 2-в однозначно видна область ядра, таким образом, имеются все предпосылки для создания метода контроля глубины залегания ядра контактной (точечной сварки).

Для определения глубины залегания необходимо производить съемку объекта под двумя углами, а именно: после первого (прямого) снимка необходимо переместить источник излучения на некоторое расстояние параллельно плоскости исследуемого образца (рисунок 3). Данная операция необходима для более точной оценки качества сварного соединения, так как в зависимости от положения места сварки могут заметно изменяться физические параметры полученной конструкции.

Измерив размер изображения, расстояние от оси источника излучения до изображения, расстояния до исследуемого объекта и сдвиг источника, можно определить реальный размер точечного сварного соединения, и, как следствие, его положение в материале.

Связь между истинным размером объекта и его увеличенным изображением описывает формула:

$$D = \frac{h_1 + h_2}{h_1} d. \quad (1)$$

Так же с помощью элементарных математических преобразований мы можем по аналогии получить следующую формулу:

$$D + D_1 = \frac{h_1 + h_2}{h_1} (a + d/2) \quad (2)$$

Выражая в формуле (2) параметр d и подставляя полученное выражение в формулу (1):

$$\frac{h_1}{h_1 + h_2} = \frac{2a}{D + 2D_1}. \quad (3)$$

Представляя вместо суммы $h_1 + h_2$ параметр h (расстояние от источника до приемника, которое можно однозначно измерить), получим конечную формулу для расчета глубины залегания точечного сварного соединения:

$$h_1 = \frac{2a \cdot h}{D + 2D_1}. \quad (4)$$

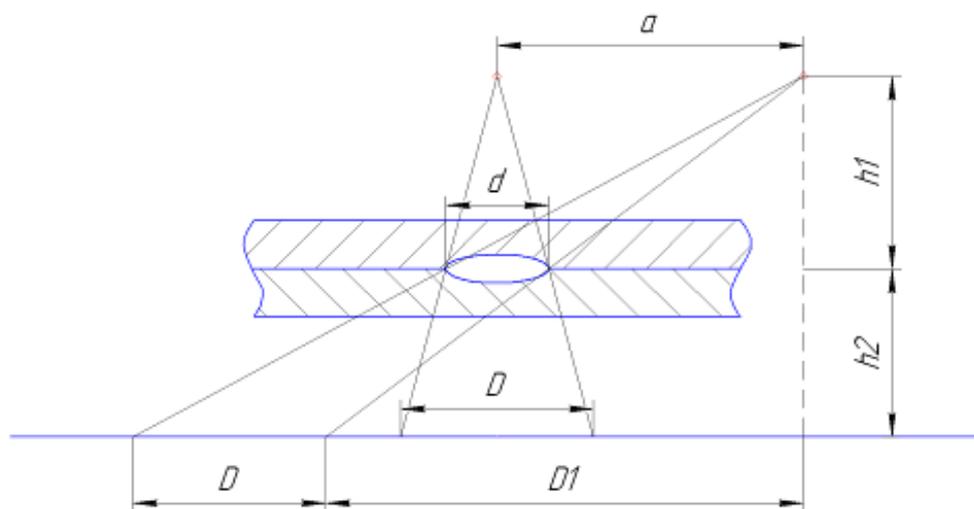


Рис. 3. Схема получения изображений для определения глубины залегания сварных соединений: d – реальный размер сварного соединения; D – его увеличенное изображение; D_1 – расстояние от оси источника излучения до изображения; a – сдвиг источника излучения; h_1 – расстояние от источника до центра исследуемого образца; h_2 – расстояние от центра исследуемого объекта до приемника излучения

Предложенный метод контроля изделий, изготовленных с помощью контактной (точечной) сварки позволяет с высокой точностью определить один из основных параметров – глубину залегания ядра.

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

РАЗРАБОТКА МАЛОГАБАРИТНОЙ ОСТРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

Бочков В.Д., Николаев В.Н., Панов П.В., Салынов И.А. (ООО «Импульсные технологии»)

Представлены результаты разработки острофокусной рентгеновской трубки с выносным анодом отражательного типа, с импрегнированным вольфрамо-бариевым катодом косвенного накала. Рабочее напряжение 160 кВ, рабочая мощность 320 Вт с использованием водяного охлаждения анода.

Проведено моделирование электронно-оптической системы рентгеновской трубки с целью оптимизации её конструкции. В частности, было рассмотрено влияние геометрических параметров конструкции электронно-оптической системы на фокусировку электронного потока.

Исследовалась работа катода трубки в режиме пониженного накала катода с целью уменьшения распыления бария с его поверхности и увеличения его долговечности и электрической прочности прибора.

Электроннолучевой обработкой [1] была модифицирована поверхность электродов из кристаллической в аморфную форму, что повысило электропрочность межэлектродного промежутка.

Рентгеновская трубка была откачана до вакуума $1,5 \cdot 10^{-7}$ мм.рт.ст. с использованием безмаслянной откачки турбомолекулярным и магниторазрядным насосами.

Литература

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

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

Подписано в печать 18.11.17. Формат 60×84 1/16.
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 6,0.
Гарнитура «Times New Roman». Тираж 50 экз. Заказ 142.

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



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**