



*VI Всероссийская
научно-практическая
конференция производителей
рентгеновской техники*



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
28 – 29 НОЯБРЯ 2019**

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

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

**ПРОГРАММА
И МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ**

28 – 29 ноября 2019 г.

**Санкт-Петербург
2019**

VI Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2019. 167 с.

ISBN 978-5-7629-2569-3

ОРГКОМИТЕТ

Шелудько В.Н., д.т.н., доц., ректор СПбГЭТУ «ЛЭТИ» (председатель)
Лучинин В.В., д.т.н., проф., директор департамента СПбГЭТУ «ЛЭТИ» по науке
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»
Куликов Н.А., к.т.н., генеральный директор АО «Светлана-Рентген»
Цветков В.И., генеральный директор АО «ИЦ «Буревестник»
Блинов Н.Н., д.т.н., директор НПАО «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» (ученый секретарь конференции)

ISBN 978-5-7629-2569-3

© СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2019

ОБРАЩЕНИЕ К УЧАСТНИКАМ КОНФЕРЕНЦИИ

Уважаемые участники VI Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники!

В этом году с учетом 5-летнего опыта проведения конференции было решено внести ряд изменений в ее работу.

Во-первых, организовать постоянную выездную секцию на единственное в нашей стране предприятие по производству рентгеновских трубок АО «Светлана-Рентген».

Как известно, руководство этого предприятия путем огромных усилий удалось после кризиса 90-х годов сохранить материально-техническую базу «трубочного» производство, и, самое главное, высококвалифицированный персонал. В настоящее время АО «Светлана-Рентген» один из крупнейших в мире серийных производителей практически всей номенклатуры рентгеновских трубок. Кроме того, предприятие активно проводит разработку новых, в том числе, оригинальных конструкций трубок для реализации перспективных отечественных методик применения рентгеновского излучения для решения самых различных задач в медицине, промышленности, сельском хозяйстве и т.д.

Во-вторых, расширить тематику конференции и не ограничивать секцию медицинского приборостроения только рентгеновскими техническими средствами. В соответствии с предложениями специалистов отрасли медицинского приборостроения ждем докладов о результатах разработок в области УЗИ, МРТ, ПЭТ, терраностики и т.д.

Уважаемые коллеги, товарищи, друзья - и опытные разработчики, и начинающие, в том числе студенты, бакалавры, магистры и аспиранты, еще раз всех Вас приглашаю к активному участию в работе нашей конференции.

Будет интересно!

*С наилучшими пожеланиями,
Сопредседатель оргкомитета ВКПР,*



Потрахов Н.Н.

ПРОГРАММА КОНФЕРЕНЦИИ

28 ноября 2019

- 9⁰⁰ **Регистрация участников, кофе-брейк**
- 10⁰⁰ **Торжественное открытие конференции**
- 11⁰⁰ **Сбор участников выездной секции**
- 12⁰⁰ **Выездная секция конференции на АО «Светлана-Рентген»**
- 12⁰⁰ *Презентация предприятия АО «Светлана-Рентген» (Куликов Н.Н.)*
- 13⁰⁰ *Экскурсия по предприятию (Подымский А.А.)*
- 14³⁰ *Новые рентгеновские трубки АО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля и терапии (Баклин А.С.)*
- 15⁰⁰ *Современные технологии рентгеновской диагностики и рентгеновской терапии (Потрахов Н.Н.)*
- 15³⁰ *Круглый стол*

29 ноября 2019

- 9⁰⁰ **Регистрация участников, кофе-брейк**
 Секция «Технические средства медицинской диагностики»
 (конференц-зал 5 корпуса)
- 10⁰⁰ **Использование мобильного микрофокусного рентгенодиагностического комплекса для детей раннего возраста**
Алхазивили А.В., Константинова Л.Г., Бессонов В.Б., Потрахов Ю.Н., Лепёхина А.С., Труфанов Г.Е.
- 10¹⁵ **Программно-аппаратный комплекс для томографии крупногабаритных объектов**
Ободовский А.В., Бессонов В.Б., Ларионов И.А.
- 10³⁰ **Оптоволоконная система измерения температуры для оценки нагрева имплантируемых медицинских изделий в МРТ**
Семенов Д.С., Ахмад Е.С., Васильев Ю.А., Сергунова К.А., Петрайкин А.В., Яцеев В.А.
- 10⁴⁵ **Возможности цветового кодирования рентгенограмм в постпроцессорной обработке изображений**
Камышанская И.Г., Черемисин В.М., Мазуров А.И., Денисов А.К., Ковин Р.А.
- 11⁰⁰ **Экспериментальные исследования эмиссионных и дозовых характеристик миниатюрных источников рентгеновского излучения.**
Таубин М.Л., Брацук А.В., Бугорков С.Д., Головин Н.А., Савин В.И., Симонов А.А., Колтунова Н.В., Чесноков Д.А.
- 11¹⁵ **Технологические аспекты изготовления анодов с повышенными эксплуатационными характеристиками для мощных рентгеновских трубок медицинского назначения**
Чесноков Д.А., Таубин М.Л., Савин В.И.
- 11³⁰ **Рентгеновские источники наносекундных импульсов на основе полупроводникового прерывателя тока (SOS) для компьютерной томографии.**
Комарский А.А., Корженевский С.Р., Комаров Н.А.

- 11⁴⁵ **Возможности гибридного (электронно-рентгеновского) наноскопа для исследований в биологии и медицине.**
Гелевер В.Д., Максимов А.Г.
- 12⁰⁰ **Рентгеновский дифрактометр для исследования тонкопленочных структур на жидких подложках**
Асадчиков В.Е., Волков Ю.О., Нуждин А.Д., Роцин Б.С., Русаков А.А., Степина Н.Д., Тихонов А.М.
- 12¹⁵ **Лабораторная рентгеновская установка для топо-томографии**
Асадчиков В.Е., Дьячкова И.Г., Золотов Д.А.
- 12³⁰ **Рентгенооптические элементы в рентгеновской микротомографии**
Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Дьячкова И.Г., Золотов Д.А., Кривоносов Ю.С., Русаков А.А., Сенин Р.А.
- 12⁴⁵ **Отечественные разработки для микротомографии нефтегазового керна**
Устинов А.О., Бессонов В.Б.
- Секция «Методики применения технических средств медицинской диагностики»
(аудитория 5173)**
- 10⁰⁰ **Анализ информативности методик рентгеновской томографии в экспериментальном исследовании препаратов зубочелюстной системы**
Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б., Петровская В.В., Алпатова В.Г., Ничипор Е.А.
- 10¹⁵ **Методы увеличения проникающей способности микрофокусной рентгенографии**
Мазуров А.И., Потрахов Н.Н.
- 10³⁰ **Экспериментальная оценка прохождения рентгеновского сигнала в условиях осадков и других условий распространения**
Гребенчиков В.В., Лобанов М.В., Егоров А.Г., Назарук В.П., Нечаев А.И., Потрахов Н.Н., Тимофеев Г.А.
- 10⁴⁵ **Перспективы цифровой рентгенографии при комплексной оценке хозяйственной пригодности семян**
Архипов М.В., Потрахов Н.Н., Прияткин Н.С., Гусакова Л.П., Тюкалов Ю.А.
- 11⁰⁰ **Исследование микроструктуры пространственно-армированных композиционных материалов при помощи метода микротомографии**
Аношкин А.Н., Осокин В.М., Пеленев К.А., Третьяков А.А., Турышев С.В., Потрахов Н.Н.
- 11¹⁵ **Возможности микрофокусной рентгенографии в диагностике патологии органов грудной клетки у детей раннего возраста**
Алхазивили А.В., Константинова Л.Г., Бессонов В.Б., Потрахов Ю.Н., Потрахов Н.Н., Скрипник А.Ю., Труфанов Г.Е.
- 11³⁰ **Оценка эффективных доз при рентгенографии недоношенных детей с использованием специализированных рентгеновских аппаратов**
Водоватов А.В., Потрахов Ю.Н., Потрахов Н.Н., Алхазивили А.В.
- 11⁴⁵ **Опыт оптимизации доз в цифровой линейной томографии органов грудной клетки**
Борискина А.Н., Камышанская И.Г., Водоватов А.В., Черемисин В.М.
- 12⁰⁰ **Исследования внутренних органов гибридными эндоскопами с коррективкой экспонирования по данным опорных рентгенограмм**
Зайченко К.В., Гуревич Б.С.

- 12¹⁵ **Диагностика кожных новообразований методом многоспектральной акустооптической обработки изображений с комплексированием по рентгенографическим данным**
Зайченко К.В., Гуревич Б.С.
- 12³⁰ **Нейросетевой алгоритм классификации QRS-комплексов на основе векторного представления ЭКГ**
Калиниченко А.Н., Лагирвандзе А.К.
- 12⁴⁵ **Анализ фибрилляции предсердий по ЭКГ на основе признаков предсердной активности и регулярности ритма**
Калиниченко А.Н., Моторина С.В.
- 13⁰⁰ **Обед**
Секция «Технические средства медицинской диагностики»
(конференц-зал 5 корпуса)
- 14⁰⁰ **Разработка микрофокусного рентгеновского аппарата с программируемой установкой размера фокусного пятна**
Усачёв Е.Ю., Малясов М.Н., Гнедин М.М., Лачаев П.Ю., Валиков В.В.
- 14¹⁵ **Повышение прецизионности волнодисперсионного анализатора серы АСВ-2**
Гоганов А.Д., Ермолинская В.А., Санжеев П.Д.
- 14³⁰ **Рентгеновский дифрактометр ДРОН-8Т – высокоточный аппарат для исследований тонких пленок и высококачественных монокристаллов**
Иванова Т.И., Курсков А.В., Маслов В.Н., Кудашев К.А., Гулев И.Г., Дмитриев Д.А.
- 14⁴⁵ **Обратно рассеянное излучение в задаче измерения толщины**
Артемьев Б.В., Артемьев И.Б.
- 15⁰⁰ **Конструкция высокочастотного накального трансформатора для рентгеновских аппаратов**
Клонов В.В., Потрахов Ю.Н., Володин А.М.
- 15¹⁵ **Установка для рентгенографических исследований протяженных объектов**
Ларионов И.А., Бессонов В.Б., Потрахов Е.Н.
- 15³⁰ **Исследование возможности использования рентгеночувствительных линеек Detection Technology при микрофокусной рентгенографии**
Ларионов И.А., Клонов В.В., Староверов Н.Е., Киселев А.С., Александров И.В., Баранов И.М.
- 15⁴⁵ **Коррекция кольцевых артефактов при томографической реконструкции**
Бессонов В.Б., Кислов А.
- Секция «Методики применения технических средств медицинской диагностики»**
(аудитория 5173)
- 14⁰⁰ **Исследование возможности использования нейронных сетей для выделения областей интереса в томографических данных**
Староверов Н.Е., Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Бессонов В.Б., Ларионов И.А., Грузинова А.В.

- 14¹⁵ Программный комплекс для расчета поглощенной, эквивалентной и эффективной дозы и улучшения качества снимков**
Староверов Н.Е., Холопова Е.Д., Марковцев В.В., Гук К.К., Грязнов А.Ю., Баранов И.М., Грузинова А.В.
- 14³⁰ Применение программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации в компьютерной томографии**
Чипига Л.А.
- 14⁴⁵ Сравнение методов оценки доз пациентов в Ленинградской области**
Дружинина П.С., Историк О.А., Еремина Л.А., Водоватов А.В., Шацкий И.Г.
- 15⁰⁰ Метод оценки доз облучения пациентов при стоматологических исследованиях**
Шацкий И.Г.
- 15¹⁵ Контроль количественных оценок при выполнении магнитно-резонансной томографии**
Ахмад Е.С., Сергунова К.А., Семенов Д.С., Петрайкин А.В., Андрейченко А.Е., Кудрявцев Н.Д.
- 15³⁰ К вопросу об информативность радиографического контроля**
Галкин Д.И., Сорокин А.С., Иванайский Е.А., Шубочкин А.Е.
- 15⁴⁵ Концепция развития научных исследований и разработок конкурентноспособной медицинской техники**
Соколов Е.В., Костырин Е.В.
- 16⁰⁰ Торжественное закрытие конференции, фуршет**

НОВЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ АО «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН» ДЛЯ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ И ТЕРАПИИ

Баклин А.С., Оголенко В.Р., Шпекторова Н.Ю.,

Парфирьев С.А., Беспалов С.Н., Куликов Н.А. (АО «Светлана-Рентген»)

При изготовлении рентгеновских приборов необходимо учитывать все нюансы сложного электровакуумного производства. За прошедший год была проведена большая работа по улучшению качества выпускаемых рентгеновских трубок (РТ), в том числе, работа над качеством деталей и над точностью их изготовления. Проводились поиск наиболее чистых и качественных материалов и оптимизация процессов сборки и усовершенствование конструкций РТ. Помимо этого, проводились разработки совершенно новых приборов и кардинально изменялись старые конструкции для их соответствия нынешним потребностям заказчиков [1, 2].

Серия БУК и РБК

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

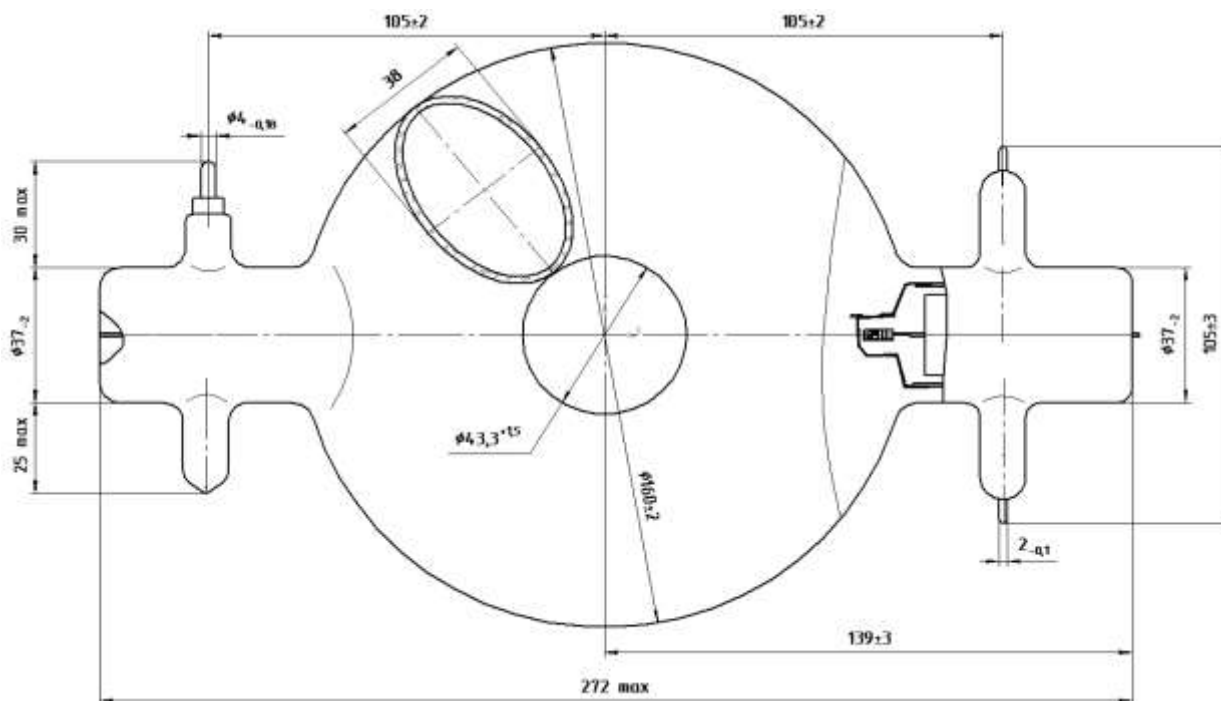


Рис. 1. Ускорительная камера РБК18-3.

Рентгеновские трубки с массивным анодом

В целях улучшения качества продукции была проведена работа по оптимизации конструкции РТ 0.8БПМ55-160. После осуществленной исследовательской работы была получена конструкция, выдерживающая длительные воздействия высокого напряжения до 220 кВ. Для более стабильной работы был увеличен размер эффективного фокусного пятна до 1.0x1.0 мм, что позволяет прибору функционировать в непрерывном режиме при 500 Вт, а в повторно-кратковременном – при 800 Вт. Номинальное рабочее напряжение в непрерывном режиме до 160 кВ, в перспективе планируется проверка режимов эксплуатации на 180 кВ. Угол раствора рабочего пучка в плоскости перпендикулярной оси трубки 80° и в плоскости параллельной оси трубки 60° . Название получившейся РТ – 0.8БПМ76-160 (рис. 2). Данная РТ предназначена, в первую очередь, для установки в досмотровые комплексы.

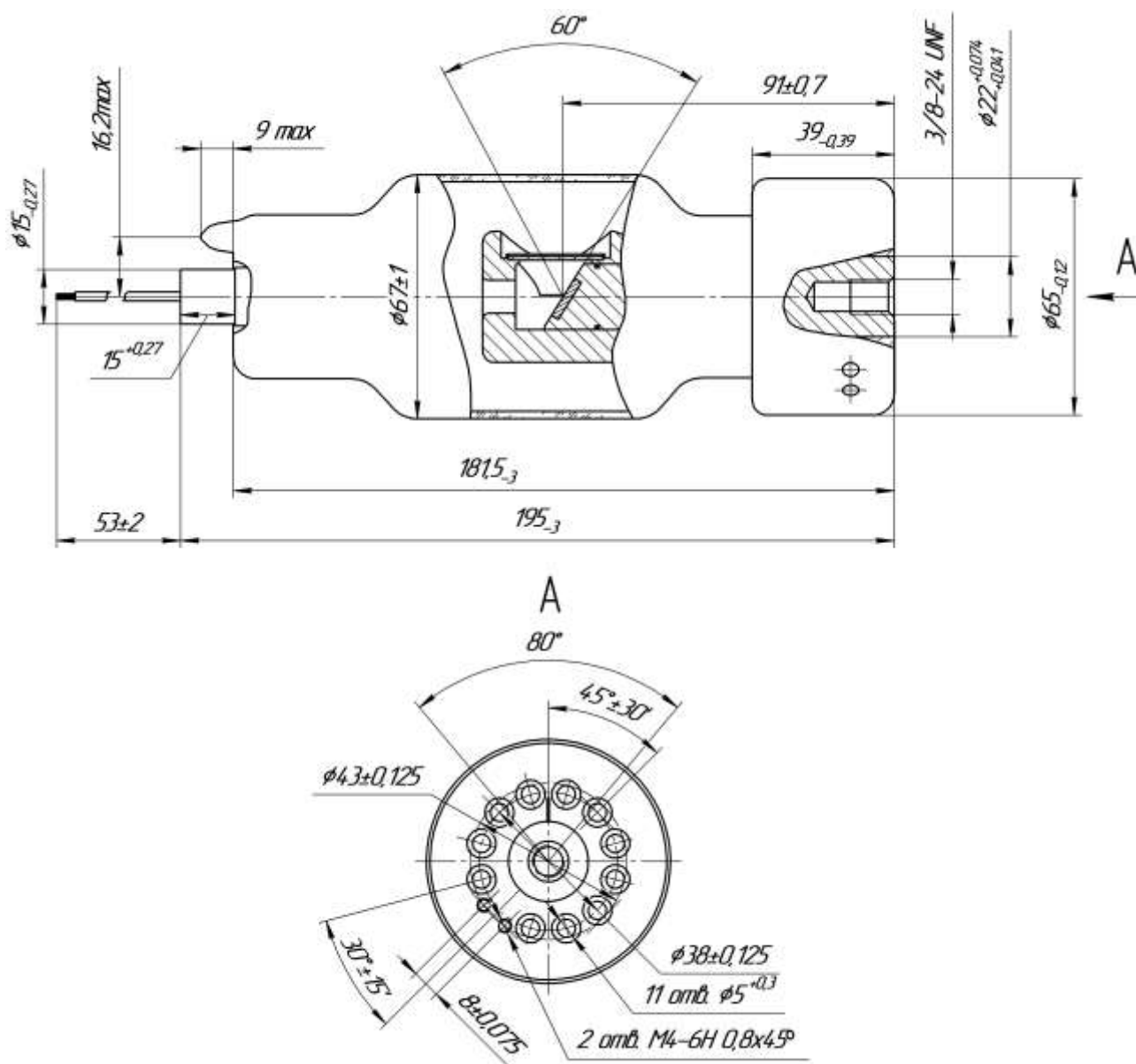


Рис. 2. Рентгеновская трубка 0.8БПМ76-160.

Рентгеновские трубки с вынесенным анодом

С целью получения изображения предметов, представляющих опасность и находящихся в скрытых полостях транспортных средств и помещений, была разработана РТ

0.09БПК30-90 с вынесенным массивным анодом для компании «Флэш Электроникс» (рис. 3). На основе моноблока рентгеновского аппарата, выполненного по схеме с заземленным анодом, на постоянном напряжении, изготавливаются ручные рентгеновские сканеры с полуавтоматической развёрткой, которые с лёгкостью справляются с поставленными задачами. Сейчас идёт работа над модернизированной версией такой трубки, вторым конструктивным исполнением. Данная трубка имеет функционал, позволяющий менять размер фокусного пятна.

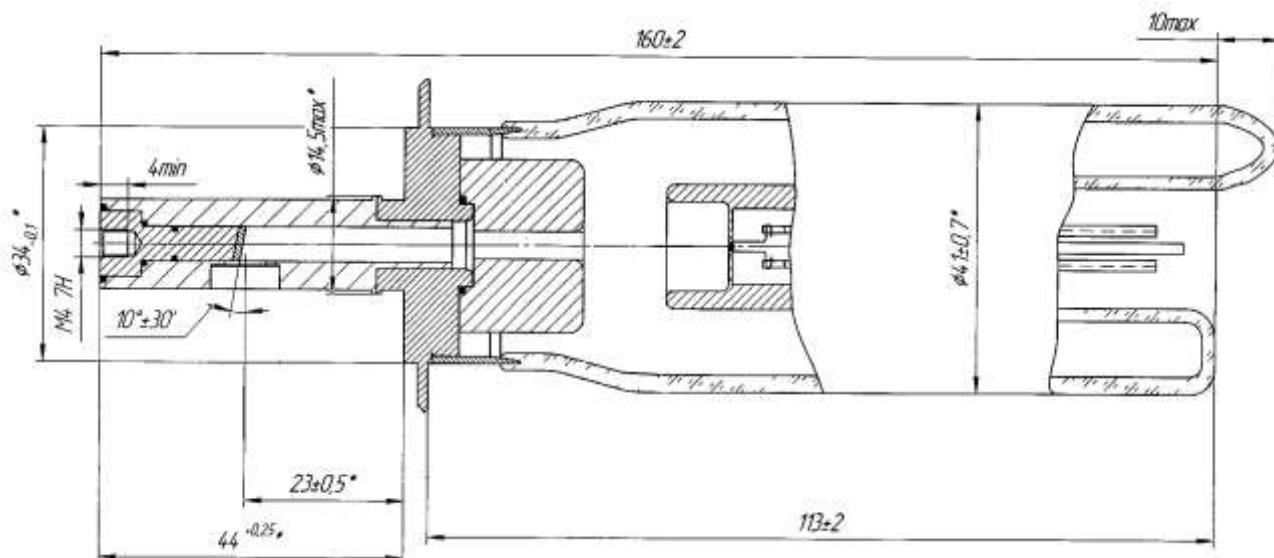


Рис. 3 Рентгеновская трубка 0.09БПК30-90

РТ 0.15БТМ2-50 предназначена для нового вида рентгеновской терапии, используемого при полостных операциях, в частности, при операциях на женской груди при онкологии (рис. 4 и 5). Особенностью данной трубки является достаточно тонкий (диаметр не более 11 мм) трёхсекционный вынесенный прострельный анод с мишенью, который позволяет подводить источник рентгеновского излучения максимально близко к облучаемому объекту (тканям). Первая секция – это протяжённая стальная труба с фланцем. Вторая секция – это керамический изолятор. Третья – сферическая мишень, состоящая из бериллиевого колпачка, на внутреннюю поверхность которого нанесено покрытие из вольфрама. Такая конструкция позволяет разделить анодный ток на части (составляющие), одна из которых (ток мишени) отвечает за генерацию рентгеновского излучения. Подобное разделение анодного тока позволяет стабилизировать непосредственно ток мишени, а, следовательно, стабилизировать дозу рентгеновского излучения. Диапазон напряжений до 50 кВ и мощность трубки в повторно-кратковременном режиме до 150 Вт предоставляет огромный спектр возможностей использования данной РТ в терапии. Например, значительно снизить время, с 40 минут до 1 минуты, обработки прооперированных тканей.

Под трубку был разработан фирмой НПФ СИНТЕЗ специализированный генератор, установленный в терапевтическом комплексе контактной лучевой терапии английского производства Papillon-50. Он разработан для внутриволостного лечения прямой кишки (как самостоятельный метод) или в комплексе с внешней лучевой терапией и хирургическим вмешательством. При небольших низко расположенных опухолях прямой кишки, 3-4 амбулаторных сеанса внутриволостной радиотерапии позволяют достичь очень высоких показателей выздоровления с сохранением нормальной функции сфинктера. В случае более

распространённого поражения, это лечение помогает уменьшить размеры злокачественного образования и повысить показатели стерилизации области удаленной опухоли. В некоторых случаях, полная регрессия опухоли у слабых пациентов позволяет отложить операцию или даже избежать её. Этот метод использования рентгеновских лучей со слабой проникающей способностью ценен также при лечении небольших злокачественных образований кожных покровов шейно-лицевого отдела. Он используется как самостоятельное лечение или после хирургического вмешательства [3].

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

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



Рис. 4. Фото рентгеновской трубки 0.15BTM2-50 3 конструктивного исполнения.

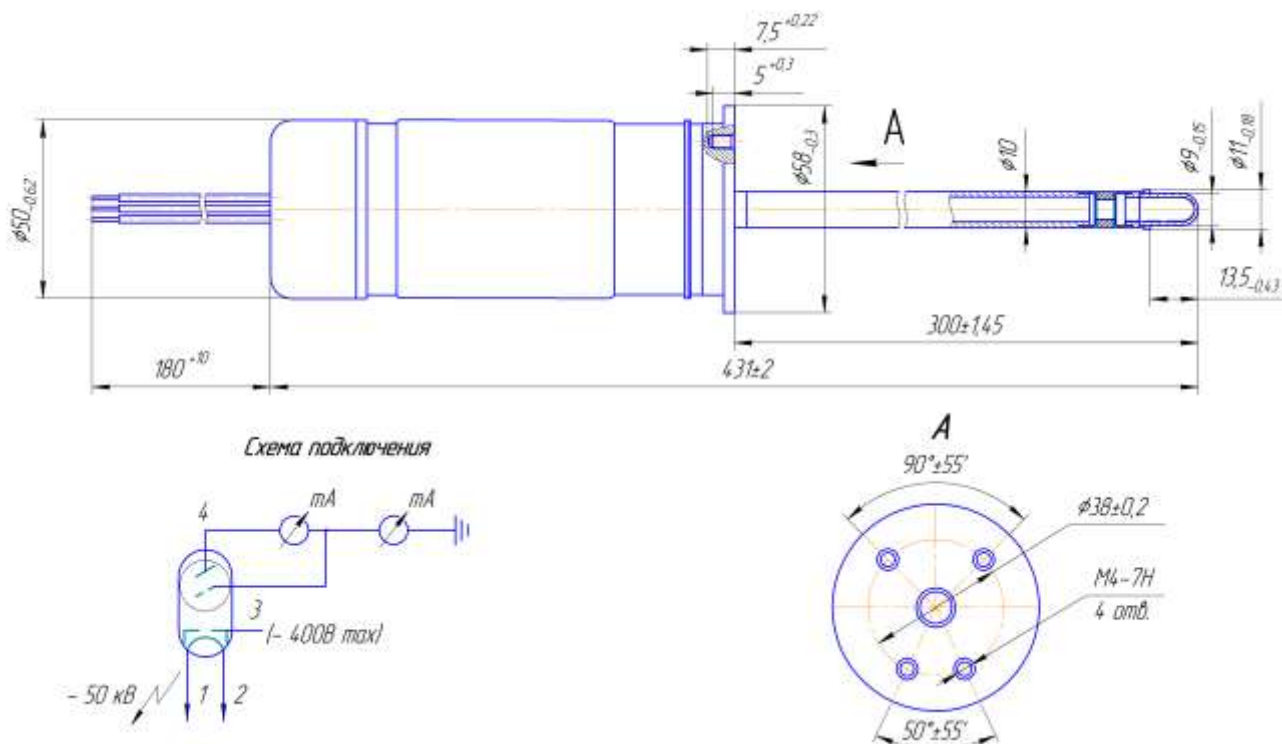


Рис. 5. Рентгеновская трубка 0.15BTM2-50 3 конструктивного исполнения.

Как видно из изложенного выше, АО «Светлана-Рентген» ведет активную работу по созданию новых приборов и всегда готово работать с интересными и перспективными проектами для развития как отечественной, так и мировой промышленности.

Литература.

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

2. Баклин А.С., Курбанов В.Р., Куликов Н.А. Новые рентгеновские трубки ЗАО «Светлана-Рентген» для неразрушающего контроля и терапии (2016-2017г.г.) // III Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2016, с. 48-51.

3. Аппарат Rapillon 50 : Лечение рака прямой кишки и кожи в швейцарской клинике // Лечение и облучение в Швейцарии. URL: <http://www.uniqueservices.ru/novosti/apparat-rapillon-50-lechenie-raka-pryamoy-kishki-i-kozhi-v-shveytsarskoy-klinike/>

СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ РЕНТГЕНОВСКОЙ ДИАГНОСТИКИ И РЕНТГЕНОВСКОЙ ТЕРАПИИ

Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Исследования в области разработки малогабаритных источников рентгеновского излучения и методик их применения в различных областях медицины, промышленного производства, сельского хозяйства и т.д. были начаты более 30 лет назад совместно специалистами ОКБ РП с производством ЛОЭП «Светлана» совместно с сотрудниками кафедры рентгеновских и электроннолучевых приборов Ленинградского электротехнического института «ЛЭТИ». Ныне это, соответственно, АО «Светлана-Рентген» и кафедра ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

В результате большая группа исполнителей от обоих участников исследований в 1982 г. была награждена премией Совета Министров СССР за внедрение в народное хозяйство малогабаритных рентгеновских излучателей и аппаратов. Однако развал Советского Союза и последовавший кризис промышленности надолго приостановили эти работы. Толчком к продолжению упомянутых исследований в ряде областей медицины, в первую очередь неонатологии, послужил приказ МЗ РФ №1687н, в соответствии с которым новорождённые с экстремально низкой массой тела (от 500 гр) считаются жизнеспособными. Во время выхаживания такой ребенок находится в специальном боксе, в котором поддерживаются необходимые режимы температуры, влажности, оксигенации, а также вскармливание и введение необходимых лекарств через зонды.

Соответственно, рентгенодиагностика таким детям при наличии каких-либо патологий не может осуществляться в традиционных рентгеновских кабинетах. И должна проводиться непосредственно в реанимационных отделениях, палатах интенсивной терапии,

а в отдельных случаях – во время транспортировки новорожденного из роддома в перинатальный центр, то есть в нестационарных неспециализированных условиях.

Очевидно, что традиционные палатные рентгеновские аппараты, вследствие больших габаритов, массы, а также неоптимизированных для съемки столь специфичных пациентов режимов их работы не могут быть использованы в подобных условиях. А специализированные – детские аппараты, предназначенные для работы в описанных условиях, ни в России, ни за рубежом в настоящее время не производятся. Решение указанной задачи может заключаться в использовании технологии микрофокусной рентгенографии, основы которой были предложены более 30 лет назад в нашей стране.

Предварительные исследования, проведенные в тесном взаимодействии с ведущими специалистами педиатрических клиник Санкт-Петербурга, показали, что целям неонатальной рентгенодиагностики в нестационарных неспециализированных условиях будут полностью соответствовать портативные и малогабаритные передвижные технические средства.

Действующий макет неонатального рентгенодиагностического комплекса в составе портативного микрофокусного рентгеновского аппарата и цифрового плоскопанельного приемника рентгеновского изображения прошел предклинические испытания на базе перинатального центра ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» (рис. 1).



Рис. 1 Действующий макет портативного рентгенодиагностического комплекса.

Было обследовано более 50 пациентов неонатального и младшего детского возрастов. Получено 58 рентгеновских снимков головы, шеи, органов грудной клетки и брюшной полости, малого таза, а также верхних и нижних конечностей. При проведении сравнительного анализа этих снимков пациентов идентичных росто-весовых показателей, выполненными в стационарном рентгеновском кабинете, описание микрофокусных изображений не вызывало каких-либо затруднений (рис. 2).



Рис. 2 Рентгеновский снимок новорожденного, выполненный в нестационарных неспециализированных условиях.

Кроме того, специалисты центра отметили, что по сравнению со стационарным рентгенодиагностическим аппаратом существенно повышены мобильность рентгенодиагностического оборудования и удобство его использования, снижена экспозиционная доза излучения.

На основе полученных результатов начаты работы по изготовлению опытных образцов портативного и передвижного неонатальных рентгенодиагностических комплексов (рис. 3 и 4).



Рис. 3 Портативный рентгенодиагностический комплекс для неонатологии.



Рис. 4 Малогабаритный передвижной рентгенодиагностический комплекс для неонатологии.

В настоящее время работы финансируются из средств одной Федеральных целевых программ. Индустриальным партнером является один из крупнейших производителей рентгеновской аппаратуры НИПК «Электрон».

Представленные на рисунках 3 и 4 опытные образцы будут готовы к клиническим испытаниям в конце 2020 года.

Для широкого внедрения это отечественной инновации в клиническую практику предстоит в тесном сотрудничестве с медицинскими соисполнителями провести регистрацию разработанной методики рентгеновской съемки в неонатологии.

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

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОБИЛЬНОГО МИКРОФОКУСНОГО РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА

*Алхазиевили А.В., Константинова Л.Г. (ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России), Бессонов В.Б., Потрахов Ю.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Лепёхина А.С., Труфанов Г.Е. (ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России)*

Введение

Долгое время под мобильным рентгенодиагностическим комплексом понимали рентгеновский аппарат, расположенный вне лечебно-профилактического учреждения. На сегодняшний день данное название характеризует аппарат достаточно крупных габаритов, но тем не менее имеющий возможность передвигаться по этажам и палатам внутри здания. Ранее рентгеновское изображение получали при помощи аналоговых методик визуализации и к началу XXI века стали переходить на цифровой формат получения рентгеновских изображений [1].

На современном этапе развития рентгеновской техники медицинское сообщество получило возможность выполнять полноценные исследования при помощи метода микрофокусной рентгенографии за счет использования которого удалось снизить лучевую нагрузку, значимо уменьшить вес и габариты необходимого оборудования для выполнения исследования [2, 3].

Еще в конце XX века была начата разработка метода микрофокусной рентгенографии, которая в настоящее время по данным Д.Ю. Анохина, И.А. Клестовой, Ю.А. Миронова и др. уже приобрела широкое распространение в стоматологии, ревматологии и травматологии. Так, для повышения информативности скрининговых методик исследования зубочелюстной системы у военнослужащих применяется панорамная внутриротовая микрофокусная рентгенография [4]. Для раннего выявления ревматоидного артрита, в сравнении с данными стандартной рентгенографии кистей, специфичность метода микрофокусной рентгенографии в условиях прямого увеличения резко возрастает [5]. В диагностике костно-травматических изменений, в том числе и визуализации мелких трабекулярных переломов у детей, также возможно успешное применение метода микрофокусной рентгенографии [6].

Использование данного метода в неонатологии и педиатрии стало возможным при совмещении его с последними отечественными разработками в области цифровых рентгеновских детекторов и появления мобильного программного обеспечения.

Исходя из лучевой нагрузки, характерной для рентгенодиагностики, пагубные эффекты облучения пациента раннего возраста характеризуются появлением индуцированных патологических образований и генетических дефектов. При необходимости выполнять множественные контрольные рентгенологические исследования, кумулятивная лучевая нагрузка увеличивается кратно количеству выполненных снимков [7], что обуславливает необходимость снижения разовой дозы медицинского излучения до минимального уровня в соответствии с международными принципами ALARA. В соответствии с современными гигиеническими требованиями преимуществами рентгенологического исследования являются быстрота его выполнения, достаточная информативность и доступность. Негативным же аспектом является наличие радиационной

нагрузки и с учетом особенно высокой восприимчивости детей к ионизирующему излучению, сопровождается особой необходимостью соблюдать радиационную безопасность [8].

Цель

Определение возможностей выполнения исследований детям раннего возраста при помощи микрофокусного рентгенодиагностического комплекса.

Материалы и методы

На базе перинатального центра ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России в 2017 году было обследовано 76 пациентов при помощи низкодозового микрофокусного аппарата «Пардус», разработанного СПбГЭТУ «ЛЭТИ». Выполнено 76 бэбиграмм, включающих визуализацию головы, шеи, верхних и нижних конечностей, органов грудной клетки, брюшной полости, малого таза.

Относительно органов брюшной полости наиболее частой областью исследования у детей раннего возраста в нашей работе являлись органы грудной клетки (табл. 1).

Таблица 1. Соотношение количества исследований

| Область исследования | Количество исследований | |
|-----------------------------|--------------------------------|----------------------|
| | Абсолютное | Относительное |
| ОГК | 71 | 93,4% |
| ОБП | 5 | 6,6% |
| Всего | 76 | 100% |

Особенностью метода микрофокусной рентгенографии, в отличие от стандартного метода рентгенографии, является возможность получения первично увеличенного, качественного рентгеновского изображения. Микрофокусная рентгенография способствует расширению диагностических возможностей в зависимости от вариативности применения методики проведения исследования, при этом позволяя сохранить возможность получения стандартного рентгеновского изображения [9].

Результаты и их обсуждение

Рентгенография органов грудной клетки является наиболее важной в оценке легочной паренхимы у детей раннего возраста, в частности для диагностики интерстициальных изменений в легких, синдрома дыхательных расстройств [10]. Многие авторы сообщают о схожей информативности ультразвукового исследования в диагностике респираторного дистресс-синдрома в сравнении с классической рентгенографией при отсутствии лучевой нагрузки [11]. Используя микрофокусный рентгенодиагностический комплекс возможно одномоментно повысить информативность и снизить лучевую нагрузку данного исследования за счет физических особенностей метода, а также снизить риск потери качества на фоне большей операторозависимости ультразвукового метода исследования.

Использование методики первичного увеличения при сохранении резкости изображения позволило признать успешным первый опыт клинического применения микрофокусной рентгенографии в неонатологии и педиатрии на базе ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова». Полученные рентгеновские изображения при помощи микрофокусного рентгеновского аппарата (табл. 2, рис. 1), разработанного сотрудниками кафедры электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), имели

необходимое качество для диагностики патологических изменений органов грудной клетки у детей раннего возраста.

Таблица 2. Технические характеристики микрофокусного рентгеновского аппарата

| | |
|----------------------------|--------|
| Напряжение, кВ | 50-65 |
| Ток (средний), мА | 0.1 |
| Размер фокусного пятна, мм | до 0.1 |

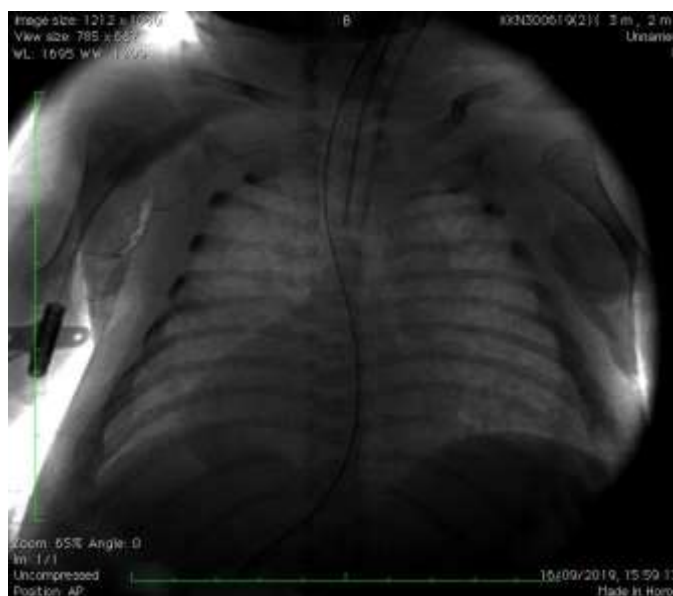


Рис. 1. Рентген позитивное изображение органов грудной клетки.

Возможность применять данную технологию позволило значительно сократить кожно-фокусное расстояние при проведении исследования, что соответственно привело к снижению необходимой мощности рентгеновского аппарата и, как следствие, снижению общей лучевой нагрузки на пациента [11, 12].

Проанализировав полученные данные, совместно со специалистами по радиационной безопасности НИИРГ им. П.В. Рамзаева, получили расчётные данные о низких значениях лучевой нагрузки, которые при максимальных значениях напряжения, тока и времени экспозиции микрофокусного рентгенодиагностического комплекса не превышали 0.02 мЗв (табл. 3).

Таблица 3. Лучевая нагрузка при исследовании органов грудной клетки

| | Средняя эффективная лучевая нагрузка исследования ОГК, мЗв |
|---|---|
| По данным Роспотребнадзора | 0.03 |
| Siemens Mobilett XP | 0.02 |
| Неонатальный микрофокусный рентгенодиагностический комплекс | менее 0.02 |

Следует отметить, что применение на практике микрофокусного мобильного рентгенодиагностического комплекса для детей раннего возраста повысило возможности свободного передвижения рентгенлаборанта по территории медицинского учреждения за счет уменьшения габаритов аппарата и снижения его веса. В палатах интенсивной терапии,

при выполнении необходимых манипуляций врачами-реаниматологами, доступ к пациенту не был ограничен за счет отсутствия необходимости расположения мобильной рабочей станции непосредственно близко с кроватью пациента, а также автономной, беспроводной работы детектора рентгеновского излучения и использования, также автономного, ручного микрофокусного рентгеновского аппарата.

Таким образом, основываясь на полученных данных, соблюдении принципов радиационной безопасности и высоком диагностическом качестве рентгеновских изображений полагается считать его на сегодняшний день венцом развития мобильных рентгенодиагностических комплексов в неонатологии и педиатрии. Следует развивать данное направление, чтобы минимизировать воздействие ионизирующего излучения на детей раннего возраста, упростить, ускорить и улучшить диагностику патологических изменений на раннем этапе и тем самым внести вклад в здоровье следующих поколений.

Выводы.

1. Метод микрофокусной рентгенографии является информативным для исследования детей раннего возраста, особенно в условиях методики прямого увеличения.
2. Использование микрофокусного рентгенодиагностического комплекса позволяет снизить лучевую нагрузку, повысить мобильность и удобство использования палатного рентгеновского оборудования.

Литература.

1. Труфанов Г.Е., Черемисин В.М., Асатурян М.А., Давыденко В.А. История кафедры рентгенологии и радиологии Военно- медицинской академии в лицах и фактах. СПб: ЭЛБИ-СПб, 2009. 224 с.
2. Костюченко М.В. Возможности рентгенодиагностики при острых воспалительных заболеваниях лёгких у детей // Земский врач, 2012, №13, с. 11-14.
3. Потрахов Н.Н., Труфанов Г.Е., Васильев А.Ю., Анохин Д.Ю., Потрахов Е.Н., Акиев Р.М., Балицкая Н.В., Бойчак Д.В., Грязнов А.Ю. Микрофокусная рентгенография в клинической практике: Учебное пособие. СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2012. 80с.
4. Клестова И.А. Микрофокусная технология рентгенографии для скрининга заболеваний зубочелюстной системы и идентификации личности у военнослужащих по призыву // Врач-аспирант, 2015, т. 69, №2, с. 44-52.
5. Анохин Д.Ю., Железняк И.С. Обоснование применения цифровой микрофокусной рентгенографии с прямым увеличением изображения в 5.5 раза для обследования кистей пальцев с ревматоидным артритом // Радиология-практика, 2016, №6, с. 6-16.
6. Миронова Ю.А. Роль цифровой микрофокусной рентгенографии при травмах верхних конечностей у детей // Радиология-практика, 2013, №5, с.18-24.
7. Акиншин И.И., Синельникова Е.В., Ротарь А.Ю. Ультразвуковые характеристики интерстициальной ткани, как маркер состояния респираторной системы у новорожденных // Актуальные проблемы гуманитарных и естественных наук, 2017, №3-4, с. 107-113.
8. Кальницкий С.А., Голиков В.Ю., Вишнякова Н.М., Логовой Ю.Н., Золотарева Т.Н., Ермолина Е.П., Перцов В.А., Перминова Г.С., Власова М.М. Гигиенические

требования по ограничению доз облучения детей при рентгенологических исследованиях: методические рекомендации, 2007, с. 1-5.

9. Потрахов Н.Н., Мазуров А.И., Васильев А.Ю. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике // Променная диагностика, променная терапия, 2011, №3–4, с. 124-128.

10. Лепёхина А.С., Константинова Л.Г., Труфанов Г.Е. Рентгенологические критерии оценки степени тяжести респираторного дистресс-синдрома новорожденных // Трансляционная медицина, 2019, т 6, №2, с.18–24.

11. Mesfin Zewdu, Elias Kadir, Melkamu Berhane. Assessment of Pediatrics Radiation Dose from Routine X-Ray Examination at Jimma University Hospital, Southwest Ethiopia // Ethiopian Journal of Health Science, 2017, №27(5), с. 481-490.

ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ТОМОГРАФИИ КРУПНОГАБАРИТНЫХ ОБЪЕКТОВ

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

Рентгеновская микрофокусная томография является одной из самых современных и развивающихся областей неразрушающего контроля. В настоящее время исследование миниатюрных объектов с высоким пространственным разрешением является главной областью применения этого метода. Однако, современные томографические программно-аппаратные комплексы семейства МРКТ, разработанные на базе кафедры электронных приборов и устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ» и НОЦ «АКТ» (ПНИПУ) позволяют проводить исследования крупногабаритных объектов без снижения пространственного разрешения, даже когда размеры объекта превышают размеры используемого приемника рентгеновского излучения.

Использовать стандартные подходы получения проекционных данных для качественного восстановления трехмерных рентгеновских изображений объектов, имеющих сложную геометрическую форму и превышающих размеры чувствительной области приемника рентгеновского излучения практически невозможно. Сканирование объектов большого размера необходимо осуществлять с использованием так называемой сшивки изображений. Причем сшивку можно осуществлять как на этапе получения проекционных данных, так и после проведения процедуры обратного проецирования и восстановления изображений. Исходя из этой логики, можно выделить два основных подхода к сканированию объектов большого размера:

- сшивка рентгеновских проекций для каждого дискретного угла поворота объекта;
- сшивка результатов восстановления отдельных участков области реконструкции.

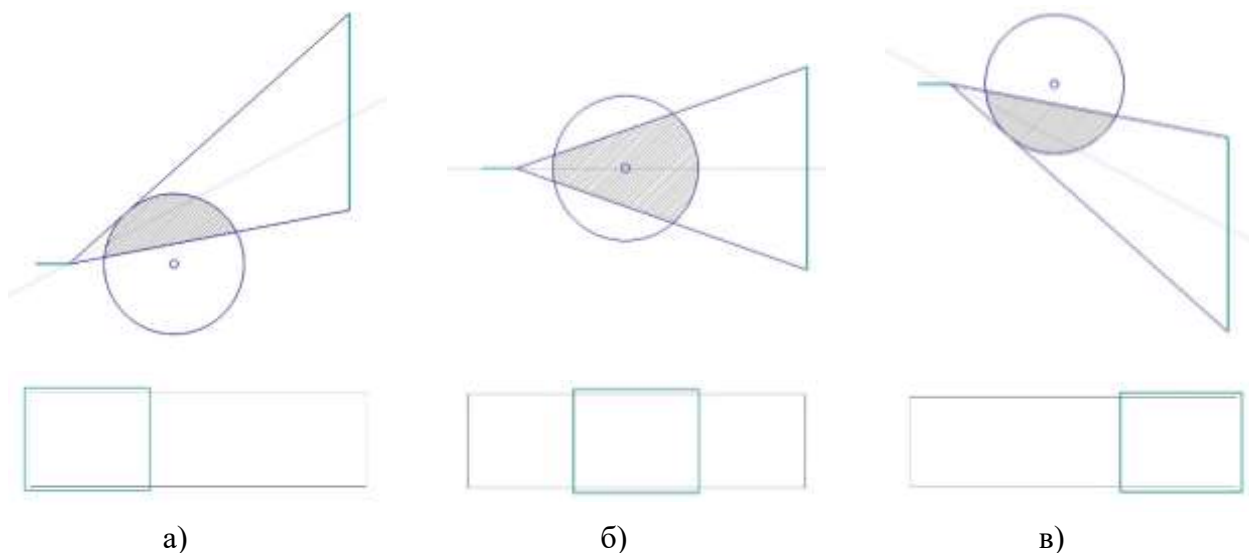


Рис. 1. Иллюстрация алгоритма получения рентгеновских проекций объекта исследования большого размера.

Первый подход можно осуществить следующим образом: для каждого дискретного положения объекта исследования производится постепенное перемещение детектора излучения вдоль горизонтальной оси, с последовательным получением снимков таким образом, чтобы было возможно произвести сшивку в одно изображение. В результате сканирования получается набор изображений с большим эффективным разрешением (после сшивки из N единичных изображений). Иллюстрации различных положений детектора излучения в процессе сканирования представлены на рисунке 1.

Результаты сшивки изображений используются в дальнейшем как проекционные данные для восстановления трехмерных рентгеновских изображений. Главной проблемой подобного подхода является большое эффективное количество пикселей по ширине изображения. Это приводит к тому, что процедура восстановления занимает гораздо больше времени, даже при использовании современных методов расчета на графическом сопроцессоре. Время вычислений зависит нелинейно от разрешения получаемых проекционных данных. Это связано с тем, что при увеличении разрешения проекций данные не помещаются целиком в памяти графического сопроцессора для обработки. Вследствие чего возникает необходимость постоянного перемещения больших объемов данных между оперативной памятью CPU и глобальной памятью GPU, что приводит к значительному увеличению времени восстановления трехмерных изображений.

Для реализации второго подхода при сканировании объектов большого размера необходимо произвести большой объем предварительных вычислений. Это обусловлено тем, что при первом подходе необходим расчет только дискретных положений детектора для обеспечения сшивки изображений, то для второго подхода нужен расчет максимальной элементарной ячейки области восстановления, сканируемой за один оборот объекта исследования вокруг своей оси. Расчет производится с учетом размеров детектора, расстояния от источника до приемника, коэффициента увеличения и максимального диаметра объекта исследования.

Результаты расчета используются в процессе получения проекционных данных, а текущие координаты детектора записываются в специальный конфигурационный файл,

используемый при восстановлении трехмерных изображений для учета смещения активной области детектора по горизонтали.

Иллюстрации положения детектора излучения в процессе получения проекционных данных для нескольких положений объекта исследования представлены на рисунке 2.

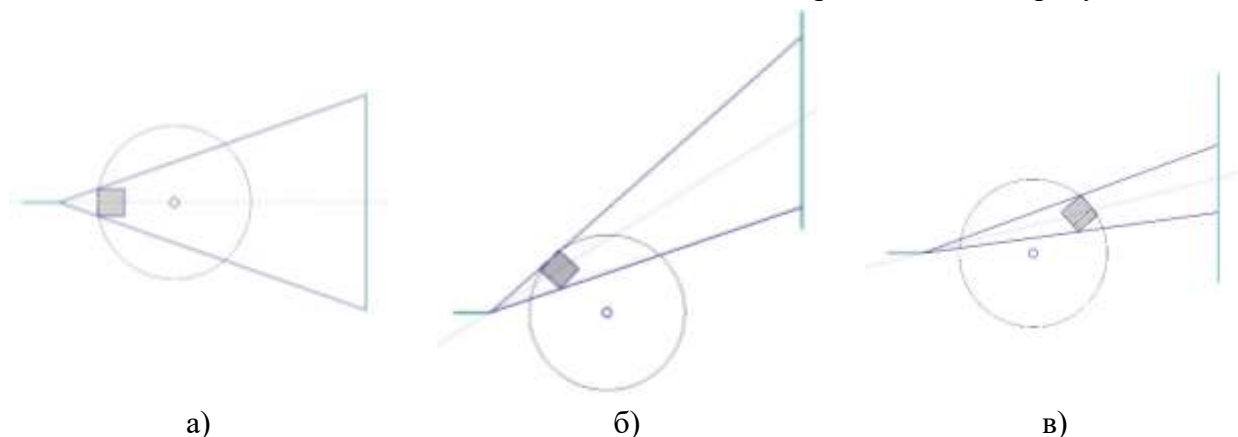


Рис. 2. Иллюстрация положения детектора рентгеновского излучения в процессе получения проекционных данных.

Для восстановления трехмерного рентгеновского изображения по рассмотренной выше методике съемки необходимо рассчитать размеры эффективной области детектора изображения, определяемые максимальной величиной смещения по горизонтальной оси от центрального положения. Далее, операция обратного проецирования запускается с учетом скорректированных параметров восстановления сегмента области интереса (ROI). Получается, что для проецирования в область интереса в каждой точке сканирования достаточно данных, полученных в рассчитанном ранее положении детектора.

Результаты работы программы восстановления томографического сечения объекта исследования представлены на рисунке 3.

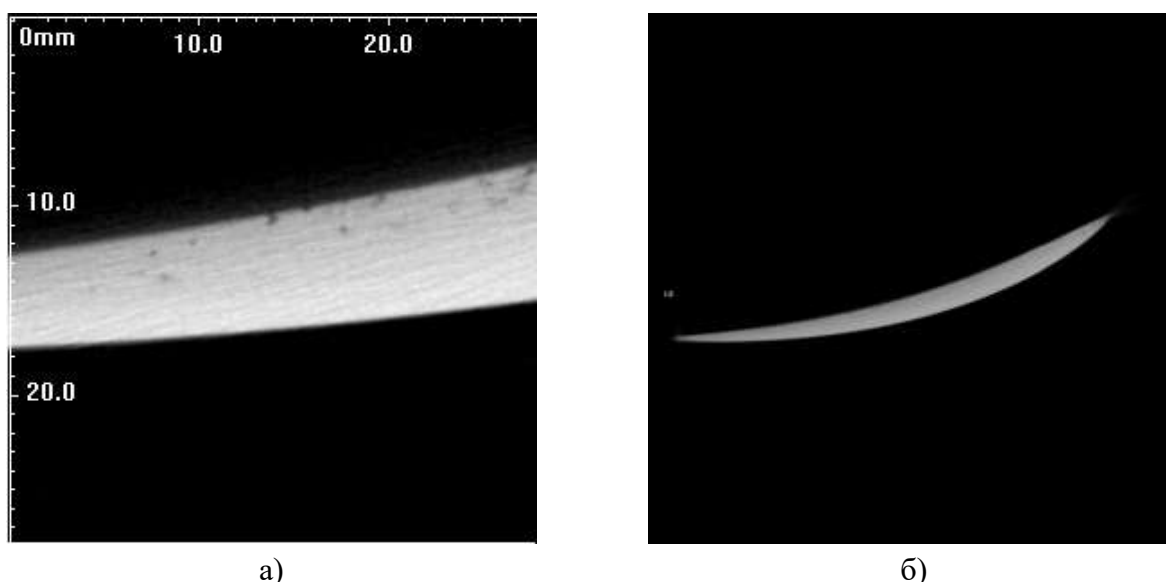


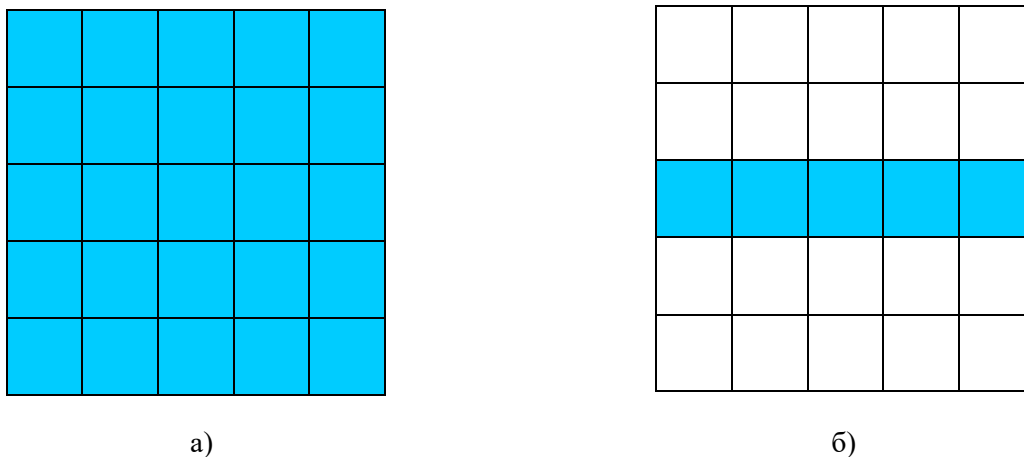
Рис. 3. Восстановленное трехмерное рентгеновское изображение изделия из ПКМ: а – с применением метода сегментирования; б – с применением метода сшивки проекций.

Полученные в процессе разработки результаты позволяют сделать вывод, что использование первого подхода целесообразно для получения обзорного восстановления

трехмерного изображения объекта исследования с пониженным пространственным разрешением (биннинг проекционных данных), а второй подход для уточненного исследования отдельных областей, вызывающих интерес или имеющих дефекты небольшого размера, с повышенным разрешением. Кроме этого второй подход позволяет производить реконструкцию изображений объектов исследования, не набирая лишних проекционных данных пустых областей. Это позволит в значительной степени сократить время, требуемое для сканирования объекта большого размера.

При исследовании объектов заранее неизвестной формы и размера необходимо проведение сканирования всего объема области реконструкции для всех слоев по всей возможной высоте. В данном случае программа управления микрофокусным томографом в автоматическом режиме производит расчет всех необходимых перемещений и сшивку готовых изображений с результатами восстановления отдельных сегментов в общее томографическое изображение.

Главная проблема подобных исследований заключается в том, что для сканирования объектов сложной геометрической формы, превышающих 500x500x1000 мм, потребуется несколько десятков часов непрерывной работы томографической установки и аналогичное время для восстановления и сшивки объемных изображений. Время проведения сканирования можно значительно сократить при известной геометрии исследуемых объектов (в виде векторной модели или заданной вручную (см. рис. 4)). В этом случае специальная программа анализирует трехмерную модель объекта исследования и выбирает из всего массива областей восстановления только те, которые содержат в себе полезную информацию об объекте. При этом пустые области, содержащие в себе только информацию об окружающей среде (воздух) сканироваться и восстанавливаться не будут. Данная оптимизация возможна при использовании второго подхода, описанного выше. .



а) б)
Рис. 4. Сегменты области восстановления при полной (а) и частичной (б) реконструкции.

Таким образом, для повышения производительности контроля, а также повышения скорости реконструкции объемных рентгеновских изображений при потоковом сканировании деталей и узлов сложной геометрической формы, возможно использование специальных алгоритмов и программ, позволяющих в автоматическом режиме определять области восстановления. При сканировании объектов исследования данные параметры, будут определять алгоритм управления элементами системы и позволят повысить

пространственное разрешение томографического исследования без значительного увеличения времени сканирования.

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. Obodovskiy A.V. Microfocus computed tomography in medicine // Journal of physics: Conference series, 2018, v.967, No.1, p.012009.
2. Bessonov V.B., Obodovskiy A.V., Gryaznov A.Y., Klonov V.V., Larionov I.A., Osokin V.M. About possibility of detecting micron-size defects in layered structures using the method of microfocus tomography // Journal of physics: Conference series, 2017, v.872, No.1, p.012036.

ОПТОВОЛОКОННАЯ СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ДЛЯ ОЦЕНКИ НАГРЕВА ИМПЛАНТИРУЕМЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ В МРТ

***Семенов Д.С., Ахмад Е.С., Васильев Ю.А., Сергунова К.А.,
Петряйкин А.В. (ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»), Яцеев В.А. (ИРЭ им. В.А.Котельникова РАН)***

Не смотря на отсутствие ионизирующего излучения, магнитно-резонансная томография (МРТ) не является абсолютно безопасным исследованием. Воздействие постоянного и переменных (градиентного и радиочастотного) электромагнитных полей может привести к возникновению нежелательных эффектов: головокружение, тошнота, магнитогидродинамический эффект, возбуждение периферической нервной системы и др., а в случае наличия у пациента имплантируемого медицинского изделия (ИМИ) – к его нагреву, повороту или смещению [1].

Оценка возможной величины нагрева изделия за время МР-исследования, вне зависимости от метода расчета, должна быть подтверждена экспериментально. Традиционно в рентгенологии применяют фантомное моделирование – так, ASTM в своих рекомендация [2] предлагает сканирование гелевого фантома с исследуемым объектом в условиях, обеспечивающих максимальное изменение температуры поверхности исследуемого объекта. При этом возникает задача выбора средства измерения: традиционные термпарные датчики неприменимы в условиях сильного магнитного поля, тепловизионные камеры не могут обеспечить необходимой чувствительности для регистрации нагрева объекта, окруженного гелем на 1-2 °С (допустимым по ГОСТ МЭК 60601-2-33 считается повышение температуры ткани на 1 °С). Решением может быть применение оптоволоконных датчиков.

На сегодняшний день в медицине широкое распространение получили интерференционные методы измерения температуры с помощью волоконно-оптических датчиков: на решетках Брэгга и интерферометре Фабри-Перо [3,4]. Первые предполагают

создание в волокне периодических микроструктур, отражающих на определенной длине волны. Такие датчики могут располагаться последовательно на одном волокне, однако, обладают невысокой чувствительностью из-за низкого коэффициента температурного расширения кварца. Датчики Фабри-Перо, производимые в промышленных масштабах методом травления полостей или диафрагм в волокне также обладают этим недостатком, что имеет особенное значение, когда целью измерения является регистрация незначительного уровня нагрева (при подтверждении МР-безопасности ИМИ).

В данной работе представлена высокочувствительная МР-совместимая оптоволоконная система измерения температуры, с чувствительностью $0.01\text{ }^{\circ}\text{C}$ и погрешностью 0.1% в диапазоне $10\text{--}50^{\circ}\text{C}$.

Материалы и методы

Система включает в себя 12-канальный измерительный блок, что обеспечивает возможность одновременной регистрации температуры в разных точках исследуемого объекта. Температурный датчик представляет собой два отрезка волокна, жестко закрепленных в капилляре и образующих оптический зазор длиной порядка $10\text{ }\mu\text{m}$ (рис. 1). Интерферометр образован перпендикулярными сколами отрезков волокна и реагирует на нагрев удлинением стеклянного капилляра.

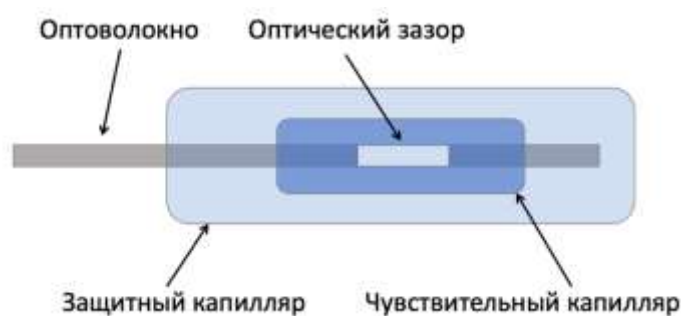


Рис 1. Схема температурного датчика.

В результате, за счет того, что коэффициент температурного расширения кварца ($0.77 - 1.4 \cdot 10^{-6}\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$) на порядок отличается от соответствующего значения для стекла ($4.0 - 9.0 \cdot 10^{-6}\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$), чувствительность датчика пропорционально возрастает.

Апробация устройства проводилась при оценке величины нагрева пассивных имплантатов и других ферромагнитных объектов, которые могут попасть в организм пациента, по методике ASTM [2]. Для этого имплантат размещался в фантоме, заполненном 3% гелеобразным раствором гидроксиэтилцеллюлозы и проводилось МР-сканирование с применением импульсной последовательности, обеспечивающей максимальное значение удельного коэффициента поглощения. Измерительный блок, при этом, располагается в технической комнате отделения МРТ, за пределами клетки Фарадея; датчики проведены в процедурную через технологическое отверстие и крепились на поверхности исследуемого объекта. Схема эксперимента представлена на рисунке 2.

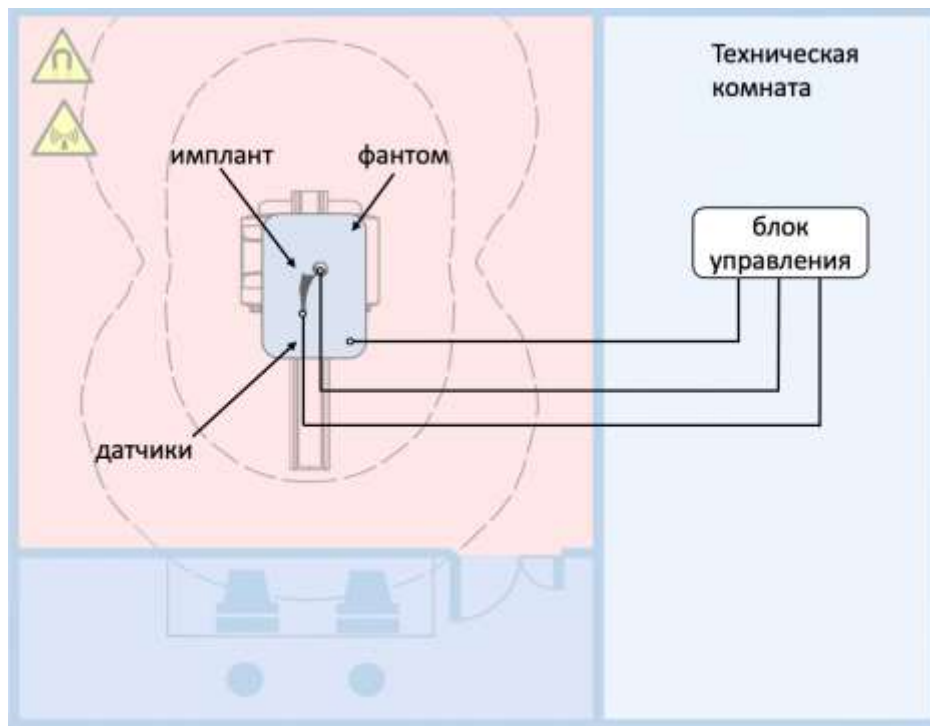


Рис. 2. Схема апробации системы измерения температуры.

Исследования проводились на томографах Toshiba и Hitachi с индукцией магнитного поля 1.5 Тл с использованием импульсных последовательностей Fast Spin Echo и Turbo Spin Echo с значением УКП до 2.9 Вт/кг и временем сканирования до 90 мин. Нагреваемые объекты располагались как внутри однородного фантома объемом 5–30 л (в различных положениях), так и на его поверхности. В качестве тестируемых объектов были использованы элементы из стали, латуни, феррита, неодима. Также отдельно оценивалась величина нагрева имплантатов: ортопедической пластины и протеза тазобедренного сустава.

Результаты

Разработана 12-канальная высокочувствительная оптоволоконная система измерения температуры, позволяющая регистрировать нагрев объектов во время МР-исследования и проведена апробация [5]. При проведении апробации был продемонстрирован нагрев ферромагнитных объектов на 2,5–4,0 °С за 90-минутное время сканирования (рис. 3, а), а ортопедической пластины – на 4,0 °С за 15 минут (рис. 3, б). При этом показано, что нагрев объектов при проведении МРТ связан как с его материалом, размером, так и с положением относительно центральной оси гентри томографа.

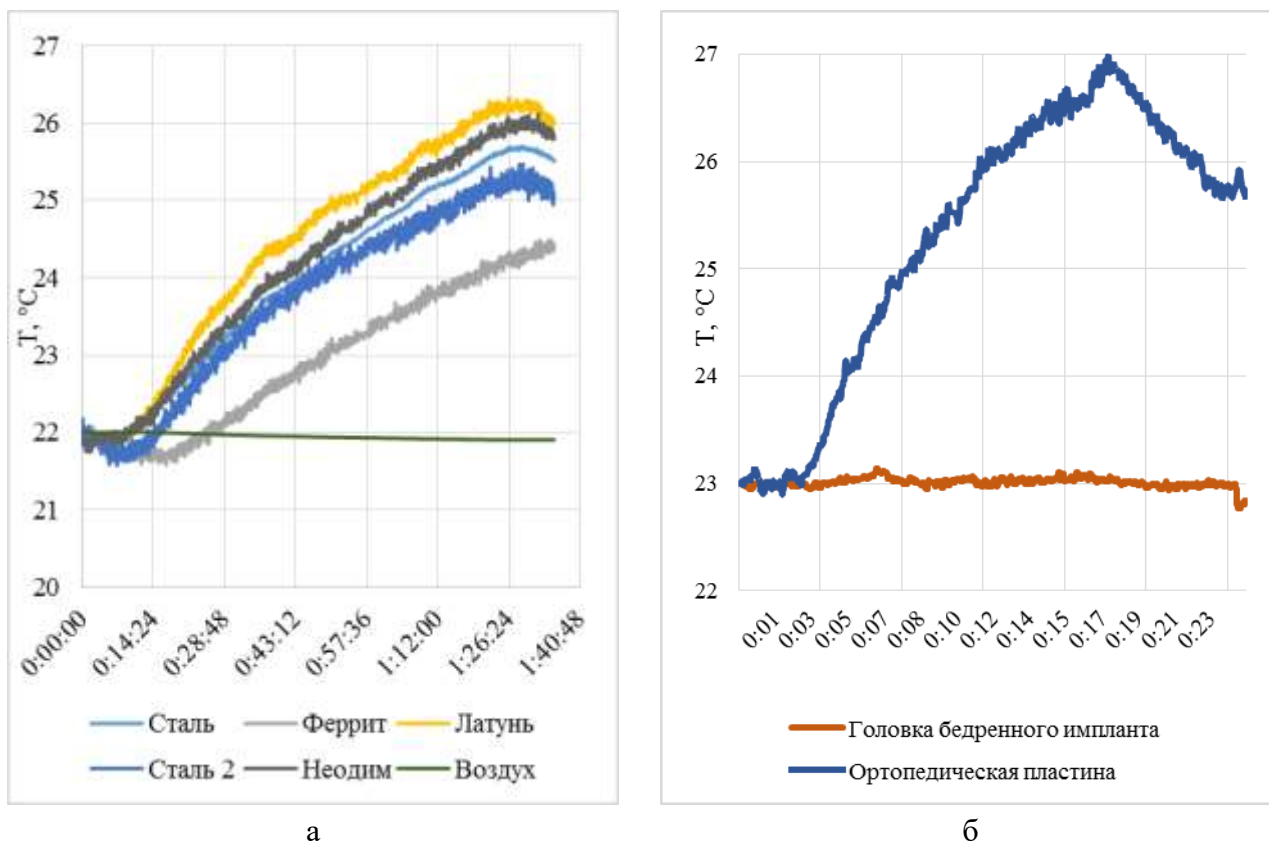


Рис. 3. Показания измерительной системы в процессе МР-исследования фантома с ферромагнитными объектами (а) и имплантатами (б).

Настройки последовательности сканирования выбраны таким образом, чтобы значение УКП было максимальным, а значит, обеспечен максимальный нагрев. Использование оптоволоконной измерительной системы позволило провести с высокой точностью оценку температуры на поверхности имплантатов и инородных объектов при длительности МР-исследования до 90 минут. Проведенные эксперименты спланированы таким образом, чтобы удовлетворять условиям рекомендаций ASTM, поэтому можно утверждать, что представленная система позволит испытывать имплантаты на МР-совместимость с точки зрения нагрева.

Заключение

Представленная оптоволоконная система обладает характеристиками, позволяющими обеспечить эффективную регистрацию колебаний температур от 0.01 °C в диапазоне от 10 до 50 °C с погрешностью 0.1 % и может быть применена в испытаниях медицинских изделий на МР-совместимость, а также, в разработке математических моделей теплопереноса в МРТ и при планировании безопасного проведения исследований.

Литература.

1. Сергунова К.А. и др. Безопасность проведения магнитно-резонансного исследования пациентам с имплантируемыми медицинскими изделиями // Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2019, т. 20, № 4, с. 313–323.
2. ASTM F2182 - 11a Standard test method for measurement of radio frequency induced heating on or near passive implants during magnetic resonance imaging [Электронный ресурс]. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2182.htm> (доступ: 24.04.2018).

3. Королев В.А., Потапов В.Т. Биомедицинские оптоволоконные датчики температуры и давления // Медицинская техника, 2012, т. 272, № 2, с. 38–42.

4. Feng D.X. et al. Evaluation of 39 medical implants at 7.0T // Br. J. Radiol, 2015, № 88, p. 20150633.

5. Vasilev Y.A. et al. Experimental study of ferromagnetic objects heating during magnetic resonance imaging // Sci. Tech. J. Inf. Technol. Mech. Opt., 2019, p. 173–179.

ВОЗМОЖНОСТИ ЦВЕТОВОГО КОДИРОВАНИЯ РЕНТГЕНОГРАММ В ПОСТПРОЦЕССОРНОЙ ОБРАБОТКЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ

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

Первые попытки перевода яркостного контраста черно-белых рентгенограмм в цветовой контраст относятся к 50-м годам прошлого столетия [1, 2]. Это преобразование рентгенограмм называют иконикой, а также псевдоцветовой обработкой, цветокодированием, чему посвящены научные статьи и книги в России и за рубежом [2-7]. Цветовое кодирование аналоговых рентгенограмм основывалось на разнице денситометрических показателей, обусловленной различной плотностью исследуемой анатомической области. Имели место трудности в подборе цветовой гаммы и устойчивой передаче цвета, соответствующего плотностным показателям снимаемой области. На сегодняшний день оптимальный метод цветокодирования не определён, при этом возможности цветового контрастирования в постобработке цифровых рентгенограмм не изучены, а сам метод пока не нашёл достойной ниши в рентгенодиагностике. Поэтому разработан метод кодировки рентгенограмм цветом [8, 9], основанный на квантовой гипотезе цветового зрения [10], обеспечивающий психологическую совместимость расцвеченной рентгенограммы с исходной.

Целью настоящего исследования явилось внедрение оригинального метода расцвечивания цифровых рентгенограмм с оценкой его возможностей и места в постобработке рентгеновских изображений.

Материал и методы. С помощью компьютерной программы для цветокодирования рентгенограмм, разработанной аспирантом Университета ИТМО Денисовым А. К., в рентгеновском отделении городской Мариинской больницы г. Санкт-Петербург было проведено исследование предлагаемого метода. Было выполнено цветное кодирование 70 цифровых рентгенограмм различных анатомических областей с наличием патологии и без неё. Среди них были: 10 рентгенограмм костей и суставов, 8 – позвоночника, 5 – черепа, 10 – брюшной полости и малого таза, 34 – органов грудной клетки (ОГК), 2 – томограммы ОГК, 1 рентгенограмма набора тест-объектов. Цветовое кодирование проводилось по различным цветовым шкалам в «теплой», «холодной» и полной гамме цветов (а также в некоторых других, всего 63 шкалы) с разной цветовой насыщенностью (от 5% до 100%).

Названия цветовых шкал требуют пояснения. Анализ многочисленных работ по цветовому контрастированию рентгенограмм позволил выявить необходимые требования к траектории используемых для контрастирования цветов (цветовой шкале) в цветовом теле монитора: яркости пикселей исходного и кодированного цветом изображений должны быть равны; траектория выбранных цветов должна быть непрерывной и монотонной; траектория и насыщенность изображения должны выбираться рентгенологом; контраст цветности не должен подавлять яркостной контраст.

Этим требованиям удовлетворяют траектории, полученные с помощью 8 разных цветов в цветовом теле монитора (трех основных: красного R, зеленого G, синего B, трех дополнительных: пурпурного M, голубого C, желтого Y, а также черного K и белого W). Рентгенолог выбирает цвета для траектории со своей рабочей станции. Черный K и белый W цвета всегда располагаются на концах траектории, остальные цвета выбираются произвольно, но имеют следующий порядок: B-R-M-G-C-Y. В процессе испытаний установлено, что наиболее востребованными шкалами являются «холодная» (K-B-Y-W), «теплая» (K-R-Y-W) и полная (K-B-R-M-G-C-Y-W) шкалы.

Было проведено цветовое кодирование негативов и позитивов черно-белых рентгеновских изображений для сравнения их по качеству выделения патологических симптомов. Для лучшего сопоставления и сравнительного анализа чёрно-белая и расцвеченная рентгенограммы располагались на мониторе рядом. Все варианты полученных цветных изображений были проанализированы экспертом рентгенологом, отдельные из них оценены коллективом врачей и ординаторов. Важно было выяснить, какая цветовая гамма эффективнее передаёт патологические признаки, до какого предела целесообразно насыщать цветом, чтобы не получить артефакты.

Была разработана анкета, на вопросы которой ответило 27 врачей рентгенологов. Далее приведен перечень вопросов:

1. Стаж работы рентгенологом.
2. Нужно ли применять методику цветового контрастирование рентгенограмм?
3. Поможет ли Вам этот метод в рентгенодиагностике?
4. Часто ли пользуетесь постпроцессорной обработкой рентгенограмм?
5. В каком проценте случаев вы оптимизируете снимки?
6. Цветное кодирование изображений дает больше диагностической информации в холодной, в теплой либо в полной шкале цветов?
7. Должна ли быть ограничена насыщенность цветом черно-белого изображения?
8. Какая насыщенность цветом оптимальна?
9. Какие симптомы можно усилить при использовании цветового кодирования?
10. При диагностике какой патологии может помочь цветовое контрастирование рентгенограмм?
11. Какое изображение, позитив или негатив вы чаще используете при анализе рентгенограмм?

12. На каком из видов рентгеновского изображения лучше дифференцируются патологические симптомы, в позитиве или в негативе?

Результаты исследования. В ходе сопоставления черно-белой и цветной рентгенограммы с определёнными патологическими признаками нами были отмечены некоторые преимущества цветового контрастирования.

На цветных рентгенограммах не только сохранялась, но и оптимизировалась исходная информация. Ткани разной суммарной плотности приобретали свой индивидуальный цветовой оттенок. После расцвечивания исходное плоскостное изображение обрело объёмный вид (рис. 1).



Рисунок 1.

Цвет изменялся на границе тканей разной плотности, что усиливало и подчеркивало контуры изображения. По цвету можно было выделить участки костной ткани относительно низкой (деструкция, остеопороз) или высокой (остеосклероз) плотности (рис. 1 и 2).

Различимость по цвету наглядно отражала степень воздушности лёгочной ткани. Это позволяло оценить динамику воздушности в начале заболевания и в конце лечения, к примеру, при пневмонической инфильтрации, гиповентиляции. Слабо дифференцируемые на чёрно-белой рентгенограмме патологические симптомы (контуры перелома, очаги костной деструкции, мелкие очаги в лёгких, малый гидро- и пневмоторакс, мелкие конкременты мочевыводительных путей) становились более чёткими и выразительными на расцвеченной рентгенограмме.

Для иллюстрации приводим клиническое наблюдение пациента К, направленного на рентгенографии поясничного отдела позвоночника по поводу болевого синдрома. На его цветокодированной рентгенограмме выявлен патологический компрессионный перелом, натёчник с костными секвестрами в паравертебральных мягких тканях зоны воспаления и грыжу диска, выступающую в полость позвоночного канала (рис. 3). Этот пациент после

рентгенографии был обследован на МРТ, где подтвердились предположения о спондилите с патологическим переломом тела L1 и о грыже межпозвонкового диска в сегменте L3-L4.

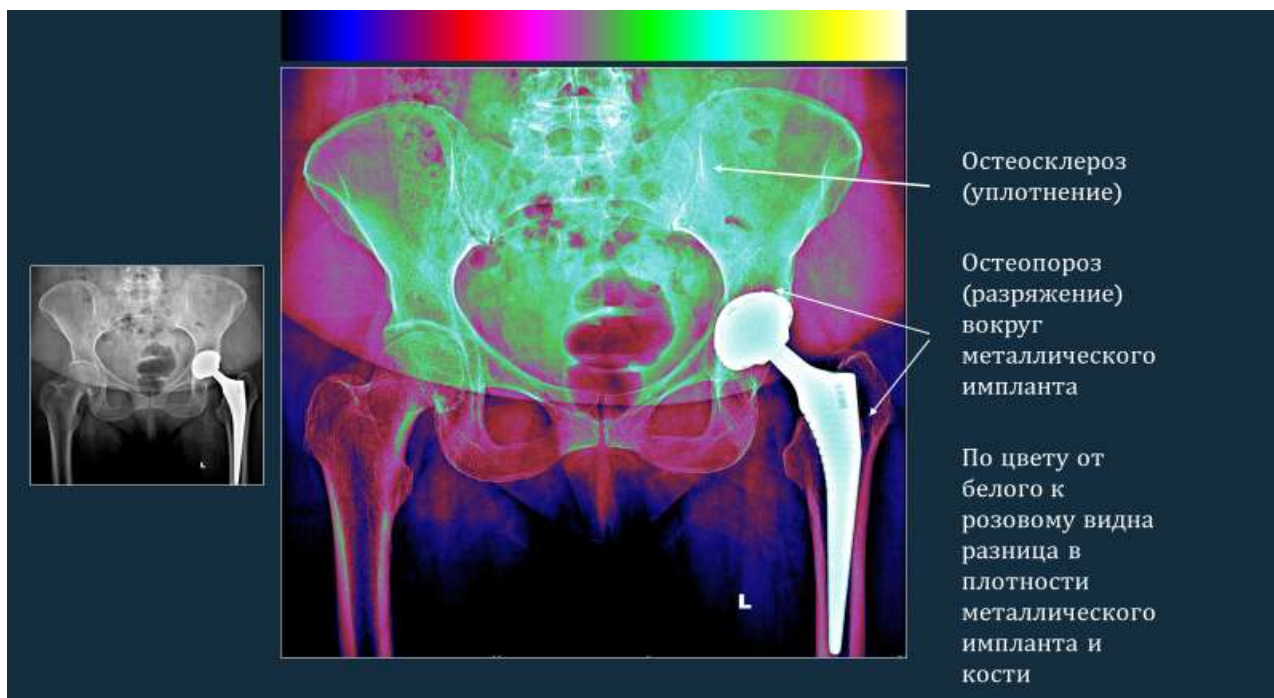


Рисунок 2.

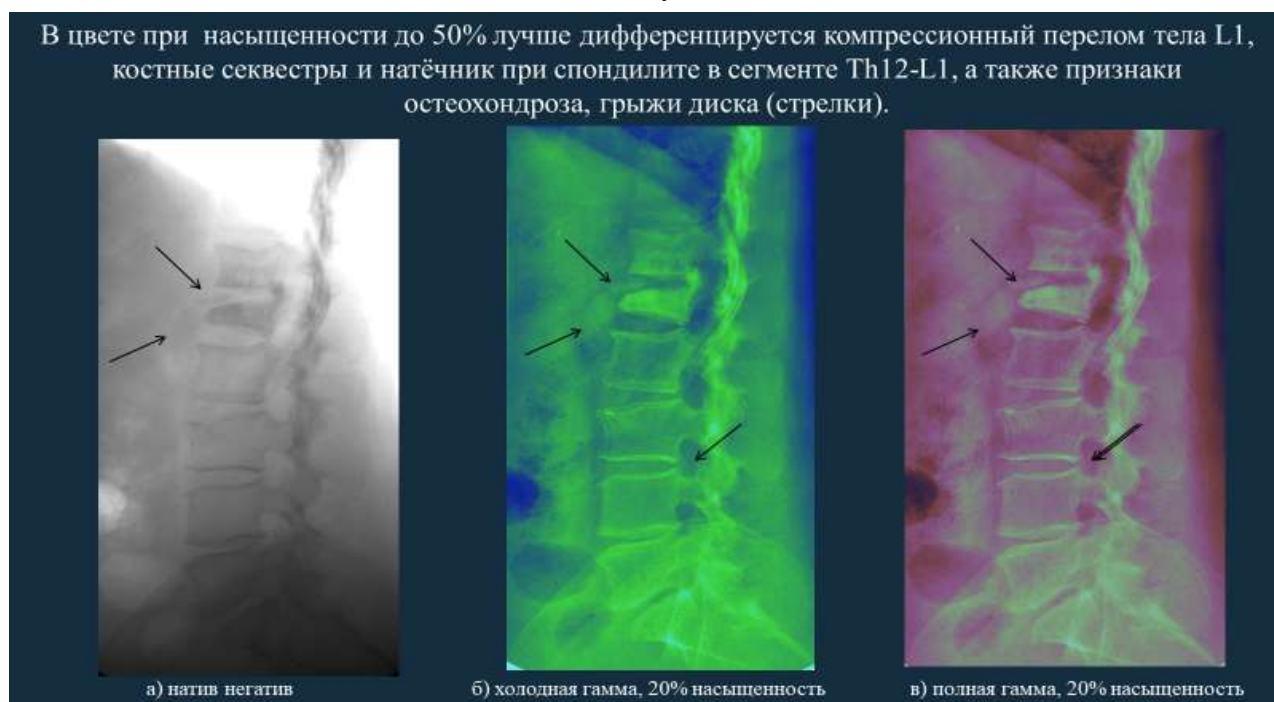


Рисунок 3.

Детали изображения лучше дифференцировались на цветных рентгенограммах, прошедших предварительную фильтрацию, т. е. оптимизацию черно-белого изображения. Если не проводить оптимизация первичного снимка, то и цветокодированное изображение будет хуже отражать признаки заболеваний. Для повышения качества диагностики в постобработке цветных снимков целесообразно использовать опцию масштабирования и лупы.

При изменении цветовой насыщенности элементы изображения дифференцировались по-разному, одни структуры проявлялись достаточно отчётливо, а другие исчезали, заливаясь цветом избыточно. Патологические симптомы более четко выделялись на изображении в случае подбора оптимальной цветовой насыщенности. Для психологической совместимости изменения цветовой насыщенности целесообразно изменять до определённого предела. Эта опция постобработки, также как яркость и контрастность, должна меняться постепенно и регулироваться рентгенологом. Сохраняли психологическую совместимость рентгенограммы при насыщенности цветом до 50%. Избыточно насыщенные рентгенограммы либо заливались цветом, либо становились выразительной карикатурой патологического симптома.

Мы убедились в том, что цветное кодирование необходимо производить как для позитивного, так и для негативного изображения, в виду того, что одни симптомы лучше дифференцируются в позитиве, другие в негативе рентгеновского изображения (рис. 4).

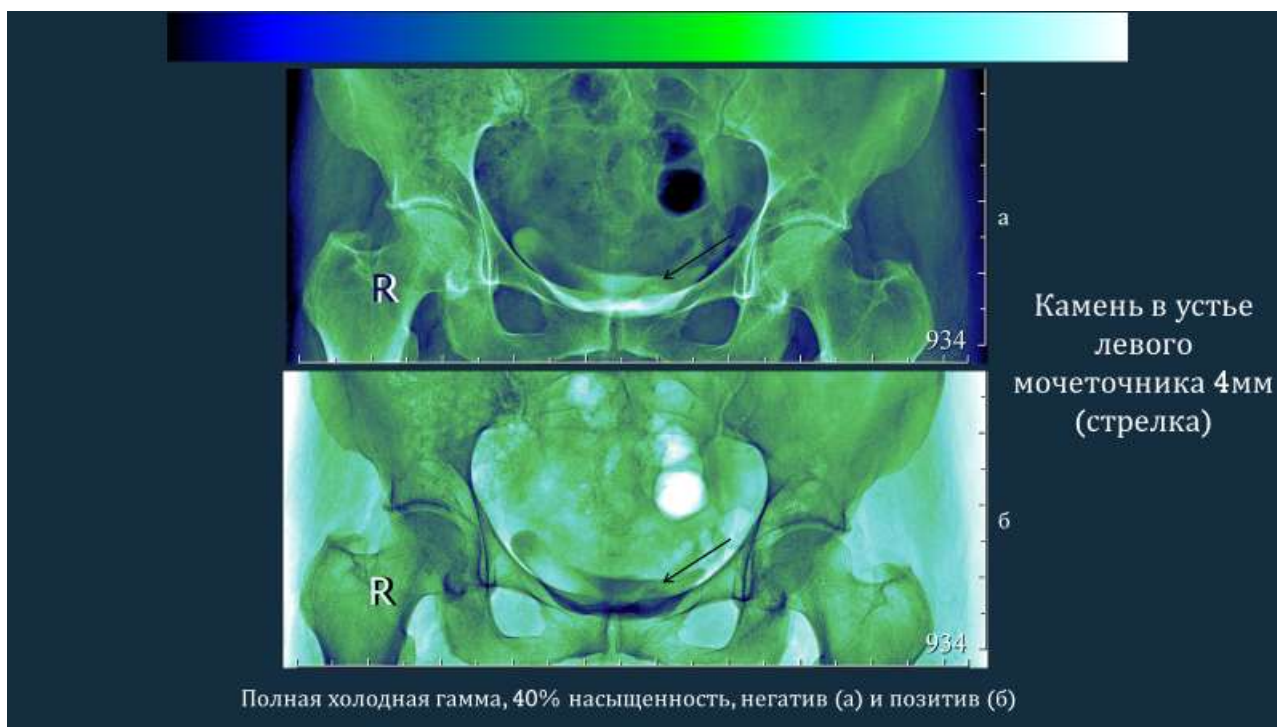


Рисунок 4.

По ощущению исследователей полная гамма цветов, а также холодной цветовой шкала лучше отражали патологические симптомы, чем тёплая шкала, особенно в диагностике заболеваний лёгких.

Проведенное анкетирование рентгенологов показало следующие результаты. Стаж работы анкетированных в среднем составил 8.5 лет. Необходимость применения данной методики в практической работе отметило 70% рентгенологов, за возможную помощь в диагностическом процессе высказалось 77%. Постпроцессорную обработку использовали в своей работе 93% анкетированных. Из цветowych гамм предпочтение отдали полной шкале – 40%, холодной – 38%, теплой – 4%, затруднились с ответом – 18%. За ограничение цветовой насыщенности было 56%. Практически все врачи (93%) назвали оптимальной насыщенность,

которая ограничена 50%. Позитивное рентгеновское изображение реже всего использовали в диагностике (4%), тогда как негатив и просмотр снимков в том и другом виде применяли одинаково часто (48%). По мнению 86% рентгенологов патологические симптомы лучше заметны в случае использования инверсии (позитив/негатив). 75% рентгенологов считали, что цветовое контрастирование может улучшить визуализацию заболеваний лёгких в виде нарушения вентиляции, очаговых поражений (туберкулёз, опухоли), малого пневмо- и гидроторакса. 45% рентгенологов полагают, что данный метод поможет достоверно определить переломы костей, особенно на фоне нарушения структуры костной ткани (остеопорозе, деструкции). 22% анкетированных затруднились высказаться о возможности цветового контрастирования в диагностике каких-либо заболеваний, т. к. активно ещё не опробовали методику на практике.

Таким образом, цифровая рентгенограмма, кодирование цветом оптимальной насыщенности, имеет преимущества перед традиционным рентгеновским снимком, т. к. раскрывает диагностическую информацию, скрытую либо малозаметную на черно-белом изображении. Для повышения эффективности рентгенодиагностики в пакет постобработки изображений целесообразно включить метод цветового кодирования, поскольку цветное изображение не заменяет чёрно-белое, а дополняет его.

Литература.

1. J. Fisher and J. Gershon-Conen, Amer J. Roentgenol. 79, pp. 342–347 (1958).
2. Иконика в физиологии и медицине / М. М. Мирошников, В. А. Лисовский, Е. В. Филиппов и др.; ред. А.М. Угалев; АН СССР, отделение физиологии. – Л.: Наука. Ленинградское отделение, 1987. – 391 с.
3. Koen Vande Velde, Multi-scale color image enhancement. // Proceedings 1999 International Conference on Image Processing (Cat. 99CH36348). Vol. 3. IEEE, 1999.
4. Xie-Qi Shi, Pehr Sällström, Ulf Welander // A color coding method for radiographic images. Image and Vision Computing, 20, pp. 762-767, 2002.
5. M. Y. Sanavullah, R. Samson Ravindran // Pseudocolour Image Processing in Digital Mammography. Proceedings of the International Conference on Cognition and Recognition, pp 752-758, 2004.
6. X.-Q. Shi, G. Li, K. Yoshiura, U. Welander // Perceptibility curve test for conventional and color-coded radiographs. Dentomaxillofacial Radiology, 33: 318-322, 2004.
7. M. A. U. Khan, R. B. Khan, Sh. Bilal, A. Jamil, M. A. Shah // Enhancement of Angiogram Images Using Pseudo Color Processing. Information Technology Journal 7 (1): pp. 210-214, 2008.
8. Мазуров А. И., Денисов А. К. Эффективный метод кодирования рентгенограмм цветом // Лучевая диагностика и терапия, 2018, № 1, с. 176-177.
9. А. И. Mazurov, I. G. Kamyshanskaya, A. K. Denisov Color Contrasting of Radiographs // AIP Conference Proceedings 2140, 020045-1-020045-5 (2019).
10. Мазуров А. И., Раевская К. А. Квантовая модель низшей метрики цвета // Медицинская радиоэлектроника. 2013, №1, с. 45-47.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ЭМИССИОННЫХ И ДОЗОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК МИНИАТЮРНЫХ ИСТОЧНИКОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

*Таубин М.Д., Брацук А.В. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»», НИЯУ МИФИ),
Бугорков С.Д., Головин Н.А., Савин В.И. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»»),
Симонов А.А. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»», НИЯУ МИФИ),
Колтунова Н.В., Чесноков Д.А. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»»)*

Разработанные в рамках данной работы миниатюрные источники, создающие рентгеновское излучение, выполнены в виде вакуумированной стеклянной трубки диаметром от 11 до 20 мм, содержащей анод и катод. Катод может быть автоэмиссионным или термоэмиссионным. Трубка должна быть вакуумирована, как минимум, до 10^{-6} Торр. Мишень анода может быть выполнена из монокристаллического или поликристаллического вольфрама, как в обычных рентгеновских трубках. Стеклянная трубка может быть окружена пластиковой оболочкой, чтобы предотвратить нанесение раны пациенту или медицинскому работнику при разрушении стекла. Металлический кожух с окном можно разместить, при необходимости, вокруг трубки, чтобы направить рентгеновские лучи только в сторону опухоли (при терапии онкологических заболеваний). Рентгеновская минитрубка может быть одноразовой или стерилизоваться для повторного использования. Известно, что глубину проникновения рентгеновского излучения в ткани можно легко и точно отрегулировать величиной напряжения, подаваемого на рентгеновскую минитрубку. Глубины проникновения в ткани в пределах нескольких сантиметров от поверхности трубки характерны для белого излучения, создаваемого минитрубками. Это уменьшает повреждение здоровой ткани, кроме той, что расположена в непосредственной близости от опухоли. Рентгеновское излучение создается при напряжении от 10 до 50 киловольт.

Рентгеновские минитрубки могут быть размещены на месте многими методами, включая, но не ограничиваясь: хирургической имплантацией; вставкой через естественное отверстие в теле; вставка с помощью гибкого эндоскопа через естественное отверстие в теле; вставка с помощью гибкого эндоскопа через хирургический разрез; вставка через катетер троакара или вставка через катетер, находящийся в хирургическом разрезе.

Важно понимать, что расстояние от источника до опухоли с минитрубкой будет чрезвычайно небольшим по сравнению с расстоянием от источника до кожи 20-50 сантиметров в общеупотребительных рентгеновских установках. Так как интенсивность рентгеновского пучка изменяется обратно пропорционально квадрату расстояния от источника при данном напряжении трубки, такая же эффективная интенсивность рентгеновского пучка на участок опухоли может быть создана минитрубкой с током приблизительно при одной тысячной от тока, необходимого для соответствующей работы традиционной трубки.

**ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ АНОДОВ
С ПОВЫШЕННЫМИ ЭКСПЛУАТАЦИОННЫМИ
ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ДЛЯ МОЩНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК
МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

*Чесноков Д.А. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»»),
Таубин М.Л. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»», НИЯУ МИФИ),
Савин В.И. (ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»»)*

Существующая тенденция повышения качества получаемого изображения при диагностике с одновременным уменьшением дозовых нагрузок на пациента определяет необходимость перехода от «снимков» к «сканированию», что требует использования мощных рентгеновских излучателей. Основным элементом, определяющим нагрузочные характеристики рентгеновского излучателя, является анод-мишень, на которой происходит торможение ускоренно движущихся электронов.

Для повышения информативности компьютерной томографии (КТ) и ангиографии требуются аноды с высоким теплосодержанием и высокой нагрузочной способностью.

В связи с этим разработка анодов для высокоинтенсивных источников рентгеновского излучения, включающая методы изготовления, проведение ресурсных испытаний анодов диаметром до 250 мм, создание эффективных диффузионных барьеров, использующих эффект химического взаимодействия с углеродом, являются актуальными задачами.

Работа посвящена исследованию различных факторов, влияющих на работоспособность анодов. В частности, приведены результаты металлографического исследования промежуточных слоев SiC и NiTi на подложке W. Показано различие диффузии вольфрама через различные слои материалов. Выбраны оптимальные отношения толщины и материала промежуточных слоев.

Приведены результаты испытания анодов в специально созданном стенде.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ИСТОЧНИКИ НАНОСЕКУНДНЫХ ИМПУЛЬСОВ НА ОСНОВЕ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ПРЕРЫВАТЕЛЯ ТОКА (SOS) ДЛЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

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

Наша лаборатория занимается разработкой импульсных рентгеновских аппаратов [1], в которых формирование импульсов высокого напряжения происходит за счет полупроводникового прерывателя тока (SOS) [2]. Благодаря открытию SOS стало возможным создавать генераторы с большой частотой следования высоковольтных импульсов при длительности импульса около 10^{-9} с и пиковой мощностью 10^8 Вт. SOS способны работать на частотах до нескольких МГц, зависит от числа импульсов и энергии [3]. Это современная технология, и в каком-то смысле уникальная. Рентгеновские аппараты импульсного излучения, основанные на SOS, могут генерировать рентгеновские импульсы длительностью около 10 нс, при частоте следования до 5 кГц, максимальное напряжение до 500 кВ, энергия в импульсе составляет от 0.2 до 5 Дж, обеспечивается высокая стабильность рентгеновского излучения от импульса к импульсу [4]. Характерные зависимости тока и напряжения представлены на рис. 1.

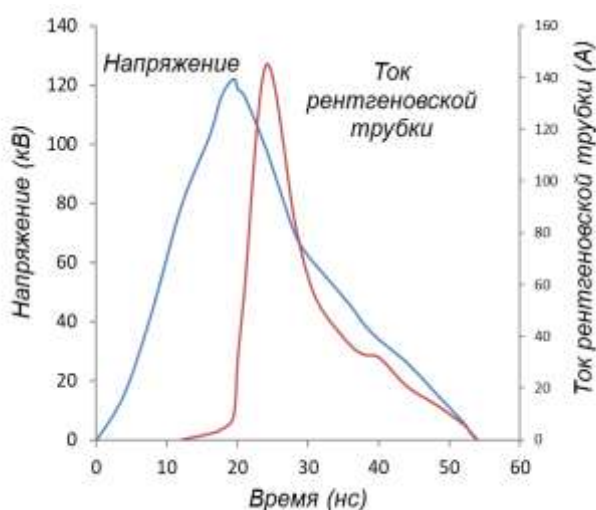


Рис. 1. Зависимость тока и напряжения импульсной рентгеновской трубки.

Как мы считаем, данные импульсные рентгеновские аппараты могут быть перспективны для использования в компьютерной томографии (КТ). Данные источники позволят снизить недостатки, которые присущи аппаратам непрерывного действия.

Метод КТ является современным методом изучения внутренней структуры объектов при помощи рентгеновского излучения. Данный метод является неразрушающим, поэтому широко применяется в различных областях: медицина, дефектоскопия, досмотровые сканеры.

Большое значение КТ имеет при исследовании внутренних органов пациентов. В современных спиральных томографах применяются рентгеновские трубки непрерывного действия и системы детекторов, которые работают на частотах 2 – 6 кГц. Рентгеновская трубка, жестко закрепленная с системой детекторов, вращается со скоростью около 12 м/с

вокруг объекта исследования. По оценке за одну экспозицию перемещение детектора составляет около 2 – 6 мм, то есть происходит накопление сигнала, строго говоря, не при одном угле, а размазывается за счет этого перемещения. Этот недостаток приводит к ухудшению отношения сигнал/шум, как следствие к динамической нерезкости.

Другой недостаток связан с очень высокой дозой облучения, получаемой человеком при единичном обследовании, доза может составлять десятки мЗв. По этой причине ограничено многократное применение КТ сканирований, а также применение в педиатрии. В основном снижение дозы облучения достигается за счет усовершенствования рентгеновских детекторов (в частности, использование эффективных фотонных детекторов) и разработки высокотехнологичного программного обеспечения для улучшения качества изображений. Однако, мы считаем, что дополнительное облучение пациентов вызвано еще и применением рентгеновских аппаратов постоянного действия. Детекторы работают в 2-х режимах: в одном режиме они накапливают сигнал t_a , во втором происходит передача полученных данных на компьютер и восстановление детектора t_d . В момент времени, когда происходит передача накопленного сигнала с детектора, облучение пациента также происходит, а полезный сигнал отсутствует. Применение высокочастотных рентгеновских источников импульсного действия является перспективным (рис. 2).

Во-первых, точная синхронизация импульсного источника рентгеновского излучения и детектора, позволит облучать пациента только в момент накопления сигнала детектором, а во время передачи информации и восстановления детектора облучение будет отсутствовать. Это должно привести к снижению дозы облучения пациентов.

Во-вторых, при использовании импульсного рентгеновского аппарата, вместо аппарата непрерывного действия, можно получить лучшее пространственное разрешение. Импульсный источник генерирует мощную рентгеновскую вспышку длительностью около 20 нс, отклик на детекторе будет четкий, за это время перемещение детектора составит лишь 0.00024 мм, что в отличие от аппарата непрерывного действия на 4 порядка меньше.

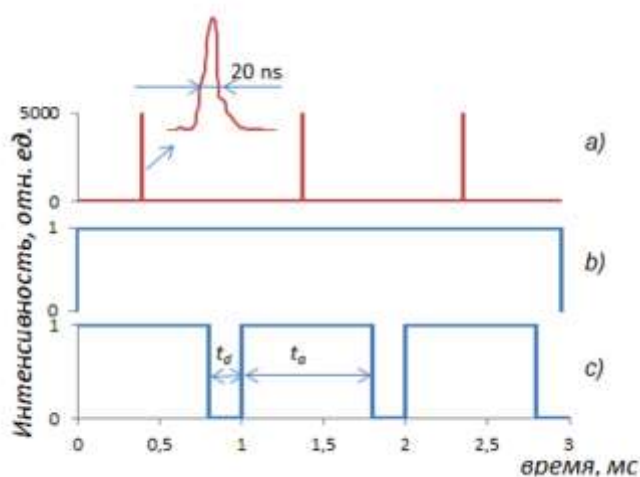


Рис. 2. Диаграммы работы а) источника импульсного рентгеновского излучения, б) источника постоянного рентгеновского излучения, в) приемного детектора; t_a – время накопления сигнала, t_d – мертвое время.

Ближайшими аналогами данных аппаратов являются аппараты, в которых формирование выходного импульса обеспечивает газовый разрядник, но они работают при частоте следования импульсов около 10 Гц, что для КТ не приемлемо.

Создан прототип КТ с импульсным рентгеновским источником. Импульсная рентгеновская трубка состоит из металлодиэлектрического катода гребенчатого типа и вольфрамографитового анода. Трубка имеет эффективный диаметр фокусного пятна 0,5 мм. Высоковольтный генератор имеет полностью твердотельную элементную базу, конечным формирователем импульса напряжения является SOS. Генератор импульсов согласован с импульсной рентгеновской трубкой. Обеспечивается стабильная генерация рентгеновских импульсов, частота следования достигает 5 кГц. Амплитуда импульсов напряжения составляет 120 кВ, импульсный ток имеет значения порядка 180 А, длительность импульса тока на полувысоте составляет 20 нс. В работе [5] описана разработка данного источника.

В эксперименте использован медицинский плоскопанельный детектор высокого разрешения CareStream DRX-1 на основе аморфного кремния и сцинтиллятора оксисульфида гадолиния, размер пикселя составляет 139 мкм, аналогово-цифровое преобразование 14 бит. Исследуемый образец закрепляется на шаговом двигателе. Данная система регистрации работает только в режиме, при котором можно получать одиночные фото.



Рис. 3. Схема эксперимента по получению томографических срезов.

Схема эксперимента представлена на рис. 3. Расстояние между источником излучения и детектором составляет 1 м. В первом эксперименте в качестве исследуемого объекта используется курица. Объект исследования расположен практически вплотную к детектору. Это сделано для упрощения, при расположении объекта вплотную к детектору и на большом расстоянии от источника, удастся получить от точечного источника изображение близкое к изображению, полученному в параллельных лучах. Это позволяет избежать геометрических

искажений на рентгеновском изображении, упростить процесс восстановления томографических срезов.

Получено 73 проекционных изображения на детекторе CareStream DRX-1, угол поворота имеет дискретный шаг и равен 2.5 градуса, поворот произведен от 0 до 180 градусов, одна из проекций представлена на рис. 4 слева. Каждая экспозиция получена при 20 рентгеновских вспышках. Фокусное пятно источника излучения лежит в одной плоскости с осью вращения объекта, эта плоскость совпадает с центром симметрии на проекционных изображениях. На проекции отмечена полоса AA', ширина полосы составляет один пиксель детектора 0.139 мм. Из всех 73 проекций вырезаны такие полосы. Фактически, каждая такая полоса является преобразованием Радона, т.е. интегральные характеристики плотности объекта в определенной точке при заданном угле. Далее из данных полос составлена синограмма. Обратное преобразование Радона выполнено с помощью стандартной функции `iradon` на языке программирования Python. Данная функция применяется для параллельно лучевой проекции, хотя это упрощение, и необходимо учитывать, что проекция получена для веерного пучка.

На восстановленном томографическом изображении (рис. 4 слева) хорошо видны мышечные ткани и костная структура. Пространственное разрешение после обратного преобразования Радона составляет около 0.2 мм. Это достаточно высокое разрешение, которое часто избыточно при медицинских исследованиях.

За диафрагмой установлен дозиметр (ионизационная камера), доза облучения объекта за данное исследование для всего объекта составила 0.25 мЗв. По результатам данного эксперимента, можно сделать вывод о стабильной работе импульсного рентгеновского источника, но для достижения описанных преимуществ необходим более мощный импульсный рентгеновский источник, который бы обеспечил получение изображения в одной экспозиции за одну рентгеновскую вспышку.

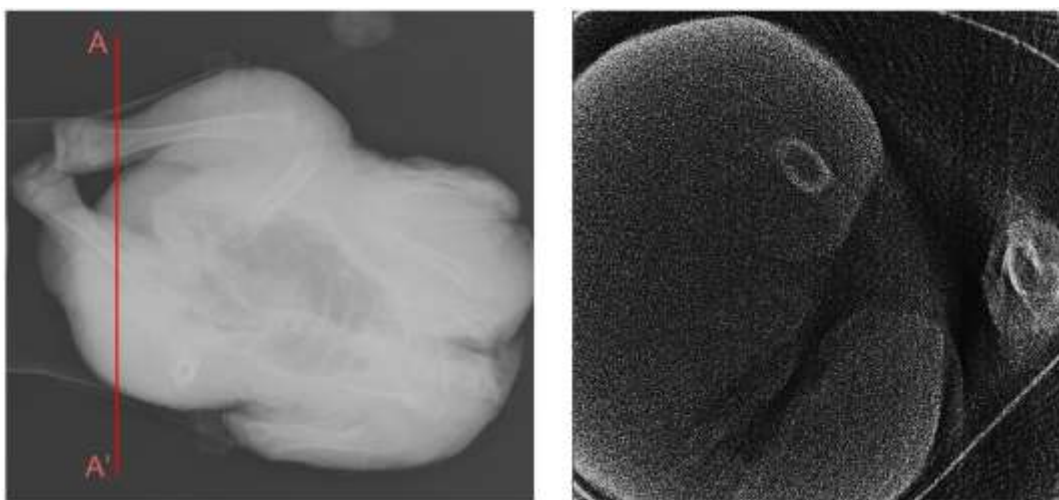


Рис. 4. Проекционное изображение объекта исследования (слева), томографический срез (справа).

Для второго эксперимента разработан рентгеновский источник с импульсным напряжением 280 кВ и энергией в импульсе 3 Дж. Длительность рентгеновской вспышки на полувысоте составляет 40 нс. В данном случае в качестве объекта исследования использован фантом, имитирующий голову ребенка. Он изготовлен из органического стекла, и имеет

группы отверстий с различными диаметрами (рис. 5 слева). Дискретный шаг поворота составляет 1.8 градусов, поворот произведен от 0 до 180 градусов. Центр объекта исследования располагается на расстоянии 70 см от источника и 30 см от детектора. Одна экспозиция получена за один рентгеновский импульс. Реконструкция томографического среза, показанная на рис.5 справа, сделана в программном пакете MatLab. В этом эксперименте учтено, что использована проекция веерного пучка. Сначала сделан переход к параллельно лучевой проекции, затем выполнена реконструкция стандартной функцией для обратного преобразования Радона (iradon). Однако, для наиболее удаленных от центра отверстий наблюдаются геометрические искажения.

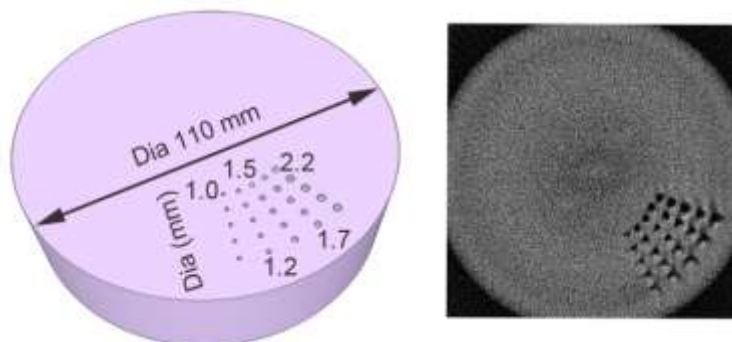


Рис. 5. Проекционное изображение объекта исследования (слева), томографический срез (справа).

В данной работе представлена разработка прототипа рентгеновского томографа с импульсным рентгеновским источником. Генератор высоковольтных импульсов источника состоит из твердотельных элементов, имеет индуктивный накопитель энергии и твердотельный прерыватель тока (SOS). Благодаря такому исполнению источники обеспечивают частоту следования рентгеновских вспышек до нескольких кГц, при длительностях импульсов около 20 – 50 нс. Габаритные размеры импульсных рентгеновских источников существенно меньше, чем размеры аппаратов с непрерывным излучением.

Данные эксперименты показали хорошую перспективу для использования разработанных импульсных рентгеновских источников для КТ сканеров. Они имеют высокую стабильность излучения, хорошую разрешающую способность, и обладают рядом преимуществ перед традиционными рентгеновскими излучателями непрерывного действия.

Дальнейшая работа будет направлена на улучшение теплоотвода от анода, поскольку это накладывает основные ограничения на применение данных аппаратов в КТ.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 18-79-00020.

Литература.

1. Use of diagnostic nanosecond X-ray pulse apparatuses for diagnostics / S. Bayankin, I. Mozharova, V. Kuznetsov, S. Korzhenevskii and A. Komarskiy // *Vestnik rentgenologii i radiologii*, vol. 2, 2015, pp. 42 – 46.
2. High-frequency pulse generators based on SOS diodes with subnanosecond current cutoff time / S.K. Lyubutin, S.N. Rukin, B.G. Slovikovskii, S.N. Tsyranov // *Instruments and Experimental Techniques*, vol. 43, [iss. 3](#), 2000, pp 331–338.

3. A nanosecond semiconductor opening switch-generator with a 20-kHz pulse repetition rate / P. Vasil'ev, S. Lyubutin, M. Pedos, A. Ponomarev, S. Rukin, B. Slovikovskii, S. Timoshenkov and S.O. Cholakh // Instruments and Experimental Techniques, vol. 53, № 6, 2010, pp. 830-835.

4. Measuring the Radiation Energy Density of a Pulsed X-Ray Source / R.R. Akhmetshin, E.A. Babichev, D.N. Grigoriev, V.R. Groshev, V.F. Kazanin, A.A. Komarskiy, S.R. Korzhenevskiy, et al. // Instruments and Experimental Techniques, vol. 62, iss. 2, 2019, pp. 232-235.

5. The pulsed x-ray radiation source and its application / A. Komarskiy, S. Korzhenevskiy, A. Chepusov, O. Krasniy // Review of Scientific Instruments 90, 2019, 095106.

ВОЗМОЖНОСТИ ГИБРИДНОГО (ЭЛЕКТРОННО-РЕНТГЕНОВСКОГО) НАНОСКОПА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЙ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

Гелевер В.Д., Максимов А.Г. (РТ-Технолоджи)

В биологии и медицине широко используются оптические микроскопы, которые позволяют с минимальной предварительной подготовкой исследовать биологические объекты при атмосферном давлении. Но предельное разрешение большинства оптических микроскопов не превышает 0.2 мкм из-за его ограничения по длине волны. Для проведения исследований с более высокими разрешениями в растровых и просвечивающих электронных микроскопах приходится проводить длительную и сложную предподготовку биологических объектов, которая может приводить к нарушению структуры объектов.

В атмосферном сканирующем электронном микроскопе JASM-6200 (JEOL) совмещены электронный и оптический микроскопы. Оптический микроскоп находится сверху над объектом, который находится на тонкой вакуумноплотной пленке, а электронный микроскоп размещен внизу под пленкой. Электроны с энергией 10-30 кэВ проходят через пленку к объекту, возбуждают обратнорассеянные электроны, которые проходят назад в вакуум и регистрируются соответствующим детектором. При этом разрешение может достигать 8 нм. В результате оператор может предварительно наблюдать объект в естественном состоянии с невысоким разрешением в оптическом микроскопе, а затем исследовать с помощью электронов интересные области объекта.

Для оптимальных исследований биологических объектов предназначен низковольтный трансмиссионный электронный микроскоп LVEM5, который работает при ускоряющем напряжении 5кВ. Образцы для него проходят стандартную предТЕМ подготовку с приготовлением тонких срезов или высаживанием объектов на сетку с углеродным покрытием. Используемое низкое ускоряющее напряжение позволяет с высокой контрастностью наблюдать органические объекты без контрастирующей подкраски солями тяжелых металлов. Отсутствие подкраски позволяет наблюдать объекты в более естественном состоянии, с меньшими артефактами, с ультравысокой контрастностью и наноразрешениями. Кроме того, в этом микроскопе можно работать в дифракционном режиме и режимах РЭМ и РПЭМ, а также в различных комбинациях их.

Перспективным для исследования органических объектов является использование мягкого рентгеновского излучения с энергиями 5-14 кэВ. Так, на синхротронах проводят

изучение биологических объектов с разрешением в рентгене 20-30 нм. При этом фактически не требуется подготовка объектов и они могут находиться при атмосферном давлении. Рентгеновское излучение позволяет изучать внутреннюю структуру объектов и получать 3D изображения. Серийные рентгеновские микроскопы на разборных рентгеновских трубках, имеющие большие габаритные размеры, пока имеют невысокое предельное разрешения на уровне 50нм. Поэтому они пока мало используются в нанотехнологиях.

Для более полного удовлетворения современных потребностей исследований поверхности и структуры объектов на микро и наноуровне был разработан гибридный наноскоп (ГН) эконом класса [1, 2] с ориентацией на обеспечение возможности работы в вакууме и на воздухе с наноструктурными объектами размером в несколько миллиметров. В нем одно и то же место объекта можно исследовать с помощью электронных пучков, рентгена, острия зондового микроскопа и света, а также спектральных детекторов. Объединение методик позволяет получать детальную информацию о структуре и химическом составе образца при последовательном использовании двух или более методов в различных сочетаниях без изменения положения образца.

ГН имеет модульную конструкцию, которая позволяет оптимально (с максимально возможными параметрами по разрешению) сочетать разные типы микроскопов, а также спектроскопические детекторы. При этом с минимальными затратами может меняться специализация заменой, исключением и (или) добавлением отдельных модулей. Базовым микроскопом ГН является растровый электронный микроскоп в настольном варианте с минимальным электронным зондом ≈ 1 нм. При установке под электронный пучок мишеней на тонких (до 15 мкм) подложках осуществляет переход в ближнефокусные режимы рентгеновского микроскопа с предельным разрешением до 20-30 нм.

Основными элементами ГН являются электронно-зондовый модуль (ЭЗМ), комплект высоковольтных источников питания и растрового питающего устройства. Блоки питания и управления от ПК (15 плат) размещены в двух крейтах. В состав ЭЗМ входит колонна (система магнитных линз с отклоняющими системами), с электронной пушкой, элементами вакуумной системы и детекторами вторичных и обратнорассеянных электронов через канал объективной линзы (ОЛ). В приборе обеспечивается безмаслянная откачка магнито-разрядным насосом.

За основной выбран вариант ЭЗМ с верхним размещением объектов и электронной пушкой - внизу. В этом случае, когда верхняя полуплоскость над ОЛ свободна, и над ОЛ можно с минимальными затратами и оптимально размещать детекторы, микроскопы и пр.

Как электронно-рентгеновский микроскоп ГН обеспечивает следующие параметры (табл. 1):

Таблица 1.

| № | Название режима | Среда | Предельное разрешение (нм) |
|----|---|-------------------|----------------------------|
| 1. | Растровый во вторичных электронах | вакуум | 2-3 |
| 2. | Растровый в прошедших электронах | вакуум | 1-2 |
| 3. | Растровый в упругоотраженных электронах | вакуум, атмосфера | 10 |
| 4. | Проекционный в рентгеновском излучении | вакуум, атмосфера | 20-30 |
| 5. | Растровый в рентгеновском излучении | вакуум, атмосфера | 50 |

Сравнивая возможности разработанного прибора с возможностями не только вышеприведенных микроскопов, которые используются для изучения органических объектов, но и многофункциональных РЭМ видно, что ГН превосходит их по функциональным возможностям. В ГН оптимально сочетаются исследования поверхности и внутренней структуры объектов с помощью рентгена. Преимущество по информативности изображения в рентгене видны при сравнении изображений частиц цинка разного размера в органической пленке толщиной 270 нм в прошедшем рентгене (рис. 1) и во вторичных электронах в РЭМ (рис. 2).

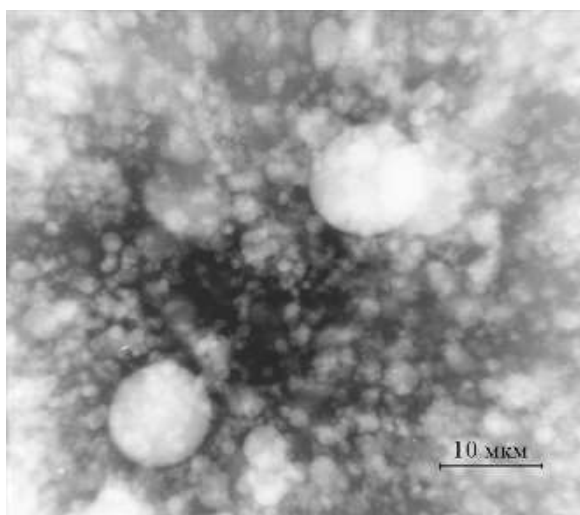


Рис. 1. Рентген (проекционный режим).

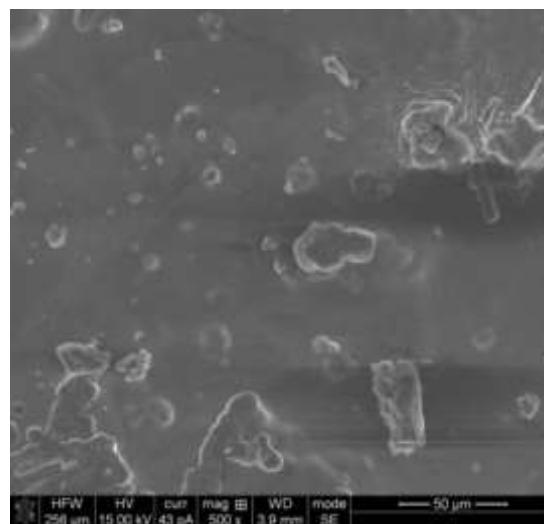


Рис. 2. Вторичные электроны (РЭМ).

В ГН есть режим обратнорассеянных электронов, как в JASM-6200. Но при этом есть еще режимы РЭМ, РПЭМ, а также режимы просвечивающего рентгеновского микроскопа (ПРМ). В ГН можно реализовать низковольтный РПЭМ в комбинации с РЭМ и дифракцией, как в микроскопе LVEM5. ГН как просвечивающий рентгеновский микроскоп имеет примерно те же параметры по разрешению, что микроскоп на базе синхротрона, но при этом имеет много других функциональных возможностей. Таким образом, в ГН реализованы режимы различных микроскопов, которые используются сейчас для проведения оптимальных исследований органических объектов (рис. 3). Кроме того, возможность добавления в комплекс еще и зондовых микроскопов вместе с рентгеноструктурными анализаторами значительно увеличивают возможности ГН.

Работа по разработке ГН в инициативном порядке ведется в течение нескольких лет, и основное внимание было уделено отработке конструкции ЭЗМ, который обеспечивает оптимальное формирование наноразмерного электронного пучка. В ходе работы была изготовлена небольшая опытная серия приборов. Сейчас проводится настройка приборов по тестовым объектам. Затем было бы целесообразно совместно с исследователями различных типов наноструктурных материалов провести работы по их исследованию на ГН. По результатам этих совместных исследований можно было бы оценить реальные возможности нового прибора в различных областях нанотехнологий, в том числе и для биологии и медицины, а также выработать рекомендации по доработке прибора под решение определенных задач. Скорее всего, для оптимальной работы с органическими объектами в ГН достаточен диапазон ускоряющих напряжений 1-15 кВ, что позволит значительно уменьшить габариты и стоимость прибора.



Рис. 3. Гибридный наноскоп и микроскопы, функции и возможности которых он совмещает.

Литература.

1. В.Д. Гелевер, Е.Ю. Усачев, А.А. Манушкин. Режимы гибридного наноскопа для проведения комплексных исследований наноструктурированных материалов. Вестник Российской Академии наук: физики, декабрь 2016, т. 80, вып. 12, с. 1441-1449.
2. Гелевер В.Д. Патент РФ № 2452052 от 27.12.12. Рентгеновский микроскоп наноразрешения.

РЕНТГЕНОВСКИЙ ДИФРАКТОМЕТР ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ТОНКОПЛЕНОЧНЫХ СТРУКТУР НА ЖИДКИХ ПОДЛОЖКАХ

*Асадчиков В.Е., Волков Ю.О., Нурдин А.Д., Роцин Б.С., Русаков А.А., Степина Н.Д.
(ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН)*

Тихонов А.М. (Институт физических проблем им. П.Л. Капицы РАН)

Конструкция разработанного и созданного в Институте кристаллографии рентгеновского дифрактометра сочетает широкий угловой диапазон перемещений элементов при неподвижном образце и высокую степень защиты от вибраций [1]. Тем самым обеспечивается возможность проведения ряда различных рентгеновских экспериментов с жидкофазными образцами: рентгеновская рефлектометрия, рассеяние, рентгенофлуоресцентный анализ. Широкая область применения данного прибора обеспечена особенностями его конструкции. Схема этого рентгеновского дифрактометра изображена на рисунке 1, а его общий вид представлен на рисунке 2.

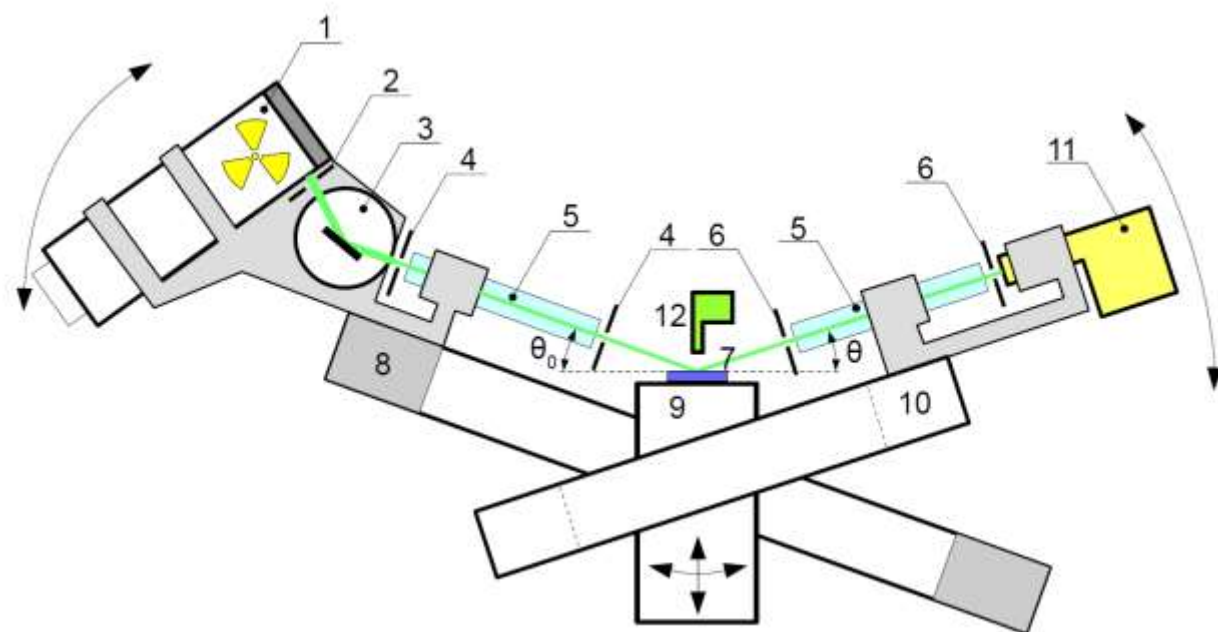


Рис. 1. Схема рентгеновского дифрактометра.

Пучок из рентгеновской трубки с медным анодом (1) через апертурную щель (2) попадает на кристалл-монокроматор (3) и отражаясь, проходит через коллимационную систему, состоящую из двух щелей (4) и вакуумного пути (5), попадает на образец (7); Трубка вместе с коллимационной системой закреплена на кольцевой опоре (8), на такой же опоре (10) закреплён сцинтилляционный детектор (11) с приемными щелями (6). Трубка и детектор имеют возможность поворота в плоскости своих кольцевых опор вокруг вертикальной оси, а также они могут вращаться вокруг горизонтальной оси вместе с опорами. Угол поворота кольцевых опор вокруг оси контролируется датчиками угловых перемещений. Исследуемый образец (7) устанавливается на юстировочном столе 9. Этот стол обеспечивает возможность смещения образца в горизонтальной плоскости и его

покачивание в двух взаимно перпендикулярных направлениях (оси поворотов лежат в горизонтальной плоскости). Предусмотрено и вертикальное перемещение образца. Кроме того, сам стол (вместе с образцом) может вращаться в горизонтальной плоскости. При этом контроль угловых перемещений стола осуществляется датчиком угла. Помимо обычного сцинтилляционного детектора в конструкцию дифрактометра включен рентгенофлуоресцентный спектрометр (12). Угловые перемещения источника, счетчика, а также исследуемого образца производятся с помощью шаговых двигателей. Основные параметры рентгенооптической части дифрактометра представлены в таблице:

Таблица 1.

| Параметры дифрактометра | Значения |
|--|-------------------|
| энергия рентгеновского излучения, эВ | 8045 |
| степень монохроматичности излучения $\Delta\lambda/\lambda$, отн. ед. | $\approx 10^{-3}$ |
| угол поворота рентгеновской трубки, град. | 90 |
| угол поворота кристалла-монокроматора, град. | 45 |
| диапазон поворота держателя рентгеновской трубки в плоскости кольцевой опоры, град. | от -30 до +30 |
| диапазон поворота держателя сцинтилляционного детектора в плоскости кольцевой опоры, град. | от -30 до +30 |
| диапазон поворота кольцевых опор вокруг горизонтальной оси, град. | от 0 до 35 |
| точность угла поворота кольцевых опор вокруг вертикальной оси, угл. сек. | 2 |
| диапазон вертикального смещения юстировочного стола образца, мм | 20 |
| диапазон вращения юстировочного стола вместе с образцом вокруг вертикальной оси, град. | 360 |
| точность вращения юстировочного стола вместе с образцом вокруг вертикальной оси, угл. сек. | 1 |
| максимальная интенсивность, регистрируемая сцинтилляционным детектором, имп./сек. | 10^6 |
| энергетическое разрешение флуоресцентного спектрометра, эВ | ≈ 100 |

Одним из преимуществ разработанного дифрактометра является использование в его составе датчиков угловых перемещений. Это выгодно отличает данный прибор от ряда других, где углы поворота отсчитываются по числу шагов управляющих шаговых двигателей с учетом коэффициента редукции. Дело в том, что при использовании такой системы вероятны неконтролируемые ошибки отсчета угловых перемещений, обусловленные неточностью в изготовлении подвижных механических частей передаточных механизмов. Применение датчиков угловых перемещений позволяет избежать этих ошибок. В конструкции нашего прибора использованы датчики двух разных типов. На валах подвижных кольцевых опор установлены датчики, представляющие индукционные редуктосины. Особенности этих датчиков подробно рассмотрены в [2].

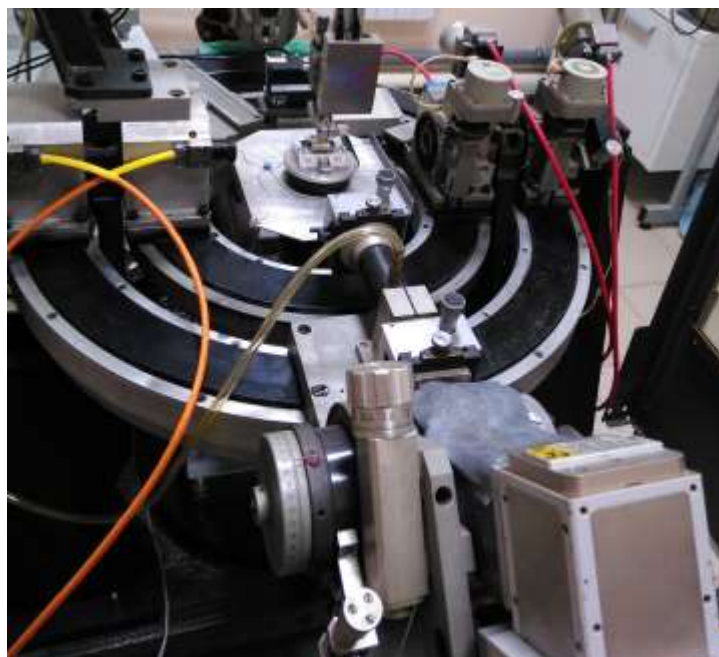


Рис. 2. Внешний вид рентгеновского дифрактометра.

Дополнительное оборудование позволило пронаблюдать и исследовать эффект «шепчущей галереи» на вращающихся жидкостях – воде и кремнезоле, при этом с помощью флуоресцентного спектрометра подтверждено положение области попадания рентгеновского пучка на отражающую поверхность [4].

На дифрактометре также проведены рефлектометрические исследования фосфолипидных слоев различных типов, полученных на водных и кремнезольных подложках. Наиболее полно охарактеризованы макроскопически плоские слои дмиристоилфосфатидилсерина (DMPS). На водной подложке получены монослои различной плотности, соответствующей жидкой и гелевой фазам, для каждого определены площади, приходящиеся на одну молекулу фосфолипида. Эти результаты сопоставлены с молекулярно-динамическими расчётами [5].

Работа выполнена при поддержке Минобрнауки РФ в рамках Государственного задания ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, а также Российского фонда фундаментальных исследований (проекты

Литература.

1. Асадчиков В.Е., Бабак В.Г., Бузмаков А.В. и др. // Приборы и техника эксперимента, 2005, № 3, с. 99.
2. Асиновский Э.Н., Ахметжанов А.А., Габидулин М.А. и др. Под общей редакцией Ахметжанова А.А., Москва, Энергоатомиздат, 1986, 128с.
3. Goray L.I., Asadchikov V.E., Roshchin B.S. et al. // Semiconductors 2018, 52(16), 2049.
4. Ermakov Yu.A., Asadchikov V.E., Roshchin B.S. et al. // Langmuir 2019, 35, 12326.

ЛАБОРАТОРНАЯ РЕНТГЕНОВСКАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ТОПО-ТОМОГРАФИИ

Асадчиков В.Е., Дьячкова И.Г.,

Золотов Д.А. (ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН)

Рентгеновская томография долгие годы развивалась как метод исследования структуры объекта, основанный на различии коэффициента поглощения рентгеновского излучения в разных частях исследуемого образца. В связи с этим метод получил название абсорбционной рентгеновской томографии. Если разрешение прибора находится на микронном уровне, используют термин микротомография. Во всех случаях речь идет о восстановлении трехмерной структуры объекта, полученной на основе сопоставления его двумерных изображений при разных углах поворота. Очевидно, что при такой схеме ось вращения образца может быть выбрана произвольно с учетом лишь линейных размеров объекта. С другой стороны, в случае исследования совершенных кристаллов трудно ожидать значительного различия коэффициентов поглощения. Тогда, однако, можно использовать дифракционный контраст, на чем основаны все топографические методы. Если совместить ось вращения исследуемого кристалла с нормалью к отражающим плоскостям, мы получаем возможность на основании двумерных топограмм составить трехмерное изображение дефектов кристаллической структуры (дифракционная томография или топо-томография) [1]. Созданный нами прибор допускает применение обеих этих возможностей.

Экспериментальный рентгеновский микротомограф, используемый в данной работе, создан как развитие идеи лабораторного рентгеновского дифрактометра (рис. 1). Для исследования объектов, размер которых составляет несколько сантиметров, а также объектов из кремния и других, сильно поглощающих материалов, выбирались коротковолновые источники, например трубка с молибденовым ($\text{Mo } K_{\alpha}=0.71 \text{ \AA}$) или серебряным анодом ($\text{Ag } K_{\alpha}=0.56 \text{ \AA}$). Возможность измерения как прошедшего, так и дифрагированного излучения позволяет проводить традиционные томографические измерения (абсорбционный контраст) или топо-томографические измерения (дифракционный контраст). Кроме того, достоинством данного микротомографа является использование в его конструкции кристалла-монохроматора (рис. 1, позиция 2), что дает возможность получить количественное значение величины линейного коэффициента поглощения μ в исследуемых образцах. Такая конструкция отличает данный лабораторный прибор от ранее созданных. При топо-томографических измерениях исследуемый кристалл крепится на гониометрической головке (рис. 1, поз. 4) и юстируется таким образом, чтобы ось вращения гониометра была параллельна выбранному вектору дифракции h , что осуществляется путем ее поворота в горизонтальной плоскости по отношению к падающему излучению на величину, равную углу Брэгга θ_B . Угловое перемещение гониометра осуществлялось с помощью шагового двигателя, управляемого с компьютера с шагом $\varphi = 2^\circ$ в диапазоне от 0° до 360° (всего 180 дифракционных проекций). Излучение регистрируется с помощью ПЗС-детектора прямого счёта размером 2048×2048 пикселей, с размером одного пикселя $9 \times 9 \text{ мкм}^2$. Время экспозиции каждой проекции при измерении топограммы составляет от нескольких секунд до нескольких минут. Трехмерная реконструкция по набору экспериментальных дифракционных данных была выполнена с использованием модифицированного

алгебраического метода SART [2], учитывающего геометрическую схему рентгеновского топо-томографического эксперимента.

Как было отмечено, данный прибор также может использоваться для томографии биологических объектов в режиме абсорбционного контраста. Для этого исследуемый образец устанавливается на гониометр (рис. 1, поз. 5), и вращение осуществляется в горизонтальной плоскости. При измерении биологических объектов выполняется сканирование в диапазоне от 0° до 200° с шагом $\varphi=0.5^\circ$ и временем экспозиции каждой проекции 5 секунд.

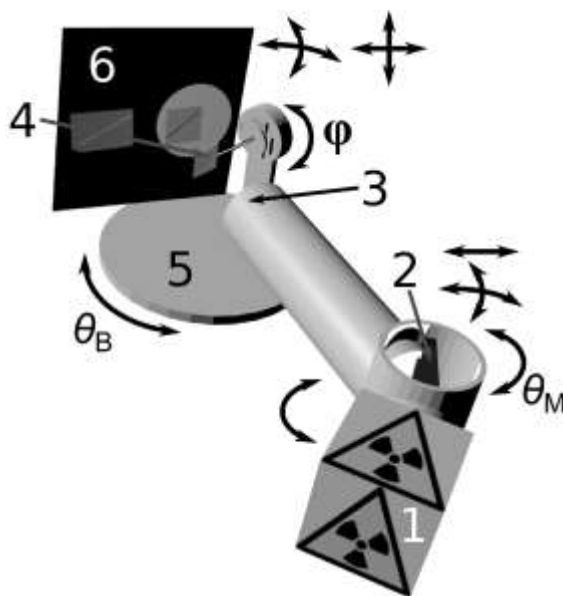


Рис. 1. Схема экспериментальной установки: 1 - рентгеновская трубка; 2 - кристалл-монохроматор; 3- трубчатый коллиматор; 4 – кристаллический образец, расположенный на гониометрической головке; 5 - гониометр; 6 - ПЗС-детектор.

Возможности метода топо-томографии продемонстрированы нами на примере исследования дефектности структуры монокристалла кремния, который как известно является основным материалом современной микроэлектроники. В качестве объекта исследования был выбран монокристалл бездефектного кремния, вырезанный из слитка, выращенного методом Чохральского в направлении $\langle 111 \rangle$. Затем в полученные образцы искусственно вводились одиночные дислокации, для чего их подвергали четырехточечному изгибу вокруг оси $\langle 112 \rangle$ [3]. Условия деформации были следующими: постоянная нагрузка на образец 2-10 кг/мм², температура 500-600°C. Результаты восстановления отражательной способности кристалла представлены на рисунке 2. Полученный объем данных, и проведенные оценки позволили более детально изучить строение дислокаций. Установлено, что глубина залегания дефекта не превышает 150 мкм, полная длина составляет ~ 700 мкм, в то время как длина среднего участка в направлении ~ 350 мкм. Отметим, что для уточнения этих параметров требуется более высокое пространственное разрешение и мощные источники рентгеновского излучения. Следует, однако отметить, что получение доступа к станциям синхротронного излучения часто является довольно сложной процедурой. По этой причине существует очевидная потребность в разработке рентгенотомографических методов диагностики структурных несовершенств кристаллов с применением лабораторного оборудования. Для некоторых практических целей, а именно, установления

пространственного расположения дефектов и их трансформации при различных внешних воздействиях, достигаемое разрешение около 10 мкм вполне достаточно [4].

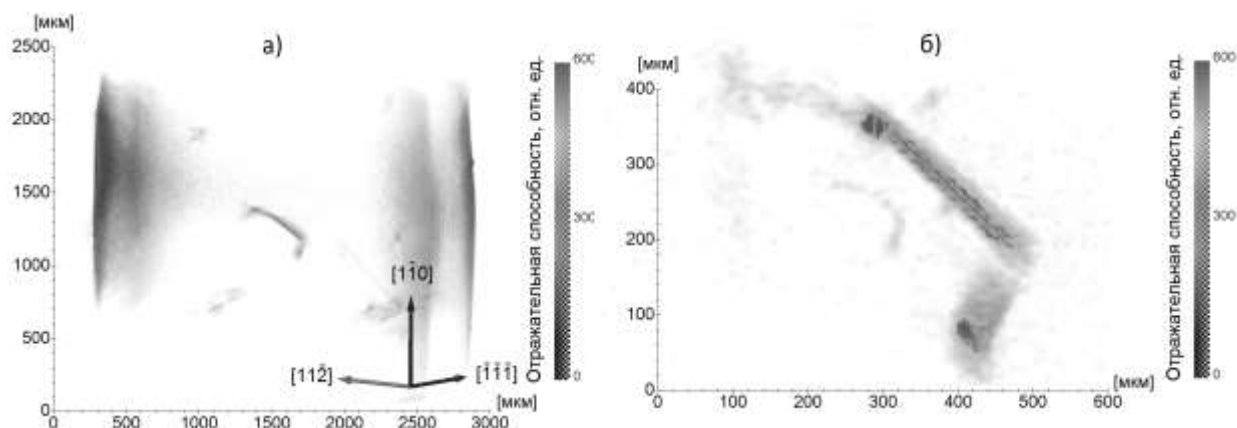


Рис. 2. Результат восстановления отражательной способности кристалла, содержащего одиночные полупетли: а) – весь кристалл, б) – увеличенный фрагмент.

Шкала интенсивности представлена в относительных единицах

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН.

Литература.

1. Zolotov D.A., Buzmakov A.V., Asadchikov V.E. et al. Study of the internal structure of lithium fluoride single crystal by laboratory X-ray topo-tomography. / Crystallography Reports. 2011, vol. 56, Issue 3, pp/ 393–396.
2. Kak A.C., Slaney M. Principles of Computerized Tomographic imaging. NY: IEEE Press, 1988, 329 p.
3. Erofeev V.N., Nikitenko V.I., Polovinkina V.I. et al. Investigation of the features of x-ray diffraction contrast and geometry of dislocation half-grids in silicon / Crystallography Reports. 1971, т.16, №1, с. 191-197.
4. Zolotov D.A., Buzmakov A.V., Elfimov D.A. et al. The possibility of identifying the spatial location of single dislocations by topo-tomography on laboratory setups / Crystallography Reports, 2017, т. 62, № 1, с. 20-24.

РЕНТГЕНООПТИЧЕСКИЕ ЭЛЕМЕНТЫ В РЕНТГЕНОВСКОЙ МИКРОТОМОГРАФИИ

*Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Дьячкова И.Г., Золотов Д.А.,
Кривоносов Ю.С., Русаков А.А. (ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН),
Сенин Р.А. (Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт»)*

Пространственное разрешение современных лабораторных рентгеновских микротомографов в значительной степени определяется линейными размерами чувствительных элементов (пикселей) ПЗС либо КМОП матриц, поскольку именно они в конечном счете являются регистрирующими элементами современных двумерных рентгеновских детекторов. Как правило, размер пикселей не превышает 6 микрон. Эта величина явно недостаточна для многих исследований пространственной структуры различных материалов и изделий. Укажем для примера, что диаметр кровеносного капилляра может составлять 3 микрона, а характерный диаметр биологической клетки порядка одного микрона. Во многих случаях повышение разрешения достигается путем применения рентгеновских сцинтилляторов в сочетании с увеличивающими (уменьшающими) оптическими системами с последующей регистрацией светового, а не рентгеновского излучения. Такой способ, однако, недостаточно эффективен, поскольку свет после сцинтиллятора распространяется в полный телесный угол. Другая возможность состоит в использовании увеличивающих рентгенооптических элементов. Наиболее известным из них является зонная пластинка Френеля. Этот рентгенооптический элемент наиболее активно используется в так называемом «диапазоне водяного окна» (2.2 – 4.4 нм). В этом диапазоне длин волн длина свободного пробега фотона в углероде на порядок меньше, чем в воде (на длине волны 3.6 нм в углероде 0.13 мкм, в воде 3.2 мкм), что дает возможность наблюдать живые влажные объекты, проникая сквозь толщу окружающей их жидкости, в основном состоящей из воды. Глубина проникновения в этих случаях от 1 до 10 мкм, что по порядку величины совпадает с размерами бактерий и клеток. Контраст для тканей без предварительной обработки (живых или влажных) лучше, чем в жестком диапазоне длин волн, однако тоже не всегда достаточен, в первую очередь из-за большого процентного содержания воды внутри исследуемой клетки [1]. Недостатком диапазона является слабая вариация глубины проникновения фотонов в вещество, не позволяющая исследовать биологические объекты большего масштаба (длина свободного пробега в углероде на длине волны 2.4 нм – 0.4 мкм, 4.3 нм – 0.1 мкм). Кроме того, работы в диапазоне «водяного окна» требуют создания вакуума на оптическом пути, а источники требуемой мощности конструктивно сложны и имеют высокую стоимость [2]. В лабораторных микротомографах используется более жесткое излучение. Варьируемая глубина проникновения в исследуемое вещество от 10 до 1000 мкм в диапазоне длин волн 0.02 – 0.3 нм делает этот участок спектра весьма перспективным для исследования надклеточных образований. Ведь объекты такой толщины, как правило, непрозрачны в видимом участке спектра.

Ниже рассматриваются два других рентгенооптических элемента, а именно многоэлементная преломляющая линза и асимметрично срезанные отражающие кристаллы.

Технология изготовления многоэлементной преломляющей линзы рассмотрена в [3]. Нами исследовалась линза со следующими параметрами:

- Радиус канала капилляра 100 мкм
- Химическая формула полимера $C_{100}H_{200}O_2N_3$
- Плотность полимера 1.08 г/см^3
- Коэффициент поглощения для фотонов с энергией 5.4 кЭв 20 см^{-1}
- Показатель преломления $n=1-\delta$ $\delta=8.3 \cdot 10^{-6}$
- Число линз 67
- Фокусное расстояние $F=R/(2 \delta N)$ 9 см
- Средняя толщина перешейка d 10 мкм
- Пропускание центральной части 0.26

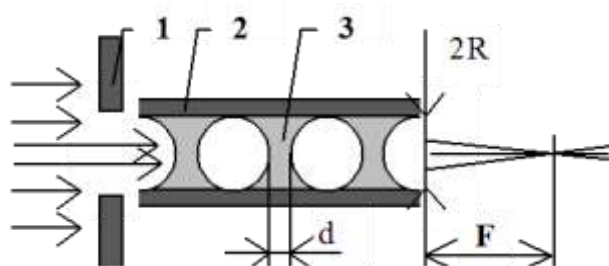


Рис. 1. Схема микрокапиллярной линзы. 1 – диафрагма, 2 – капилляр, 3 – полимер.

Расчеты показывают, что общая глубина резкости нашей системы с использованием описанной линзы равна $R = 2.20 \text{ мм}$. Учитывая, что размер поля зрения – около 1 мм, а размер разрешаемой детали при этом равен 1 мкм, можно сделать вывод о применимости рентгеновской преломляющей линзы в качестве оптического элемента для микротомографии.

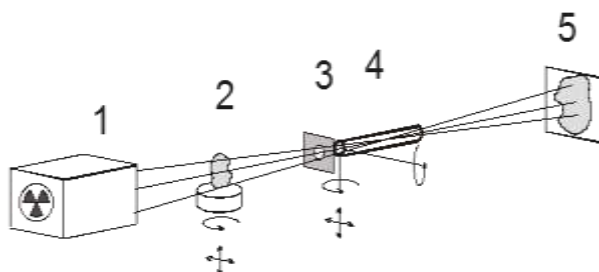


Рис. 2. Схема лабораторного микротомографа с использованием преломляющей линзы на базе дифрактометра Амур-1: 1 – источник с монохроматором; 2 – образец на гониометре; 3-диафрагма на входе линзы; 4 – преломляющая линза, 5 – детектор (ПЗС-матрица).

При помощи рентгеновской линзы получены увеличенные изображения тест-объектов с увеличением $\times 1$, $\times 3$ и $\times 10$ на длине волны $\lambda=0.229 \text{ нм}$ (линия $CrK\alpha$) [4, 5].

Нами был создан микротомограф, использующий 2 асимметричных кристалла и позволяющий получить увеличение 20 раз на излучении $Cu K\alpha$ [6].

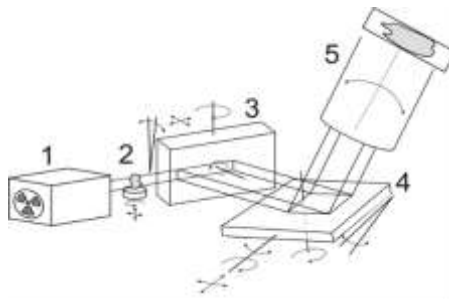


Рис. 3. Схема экспериментальной установки: 1 – источник, 2 – исследуемый объект на гониометрическом столике 3, 4 – асимметрично срезанные кристаллы-монокроматоры, 5 – двумерный детектор на базе CCD-матрицы.

Схема собранной нами экспериментальной установки представлена на рисунке 3. В качестве источника использовалась рентгеновская трубка Cu K α (размер фокуса 2×2 мм). Источник излучения располагался в 60 см от первого отражающего кристалла. Для того чтобы получить качественное увеличенное изображение при разумном времени эксперимента, нами был выбран коэффициент асимметрии $\beta = 20$. В качестве увеличивающих элементов использовались асимметрично срезанные монокристаллы кристаллы кремния (Si). Угол среза кристалла относительно кристаллографической плоскости (220) составил 21°38'. Угол падения излучения на поверхность кристалла соответствующий максимуму Брэгговского отражения равен 2°2', а угол выхода отраженного излучения 45°17'.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН.

Литература.

1. S.H.Jia, W.D.Yam, X.W.Xuan, T.E.Cheng, Soft X-ray images of immunogold labelling of Tumor cell surface. X-ray Microscopy III. Proc. of 3-rd Int. Conf., London, sep. 3-7 1990, (1992), pp.413-416.
2. G.D.Guttmann, E.H.Goodwin, M.S.Mendonca, J.S.Wain, Imaging living CHO-SC1 cells by soft X-ray contact microscopy. X-ray Microscopy III. Proc. of 3-rd Int. Conf., London, Sep. 3-7 1990, (1992), pp.451-454.
3. Yu.I. Dudchik, N.N. Kolchevsky. A microcapillary lens for X-rays. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, vol. 421, pp. 361-364 (1999).
4. А.В.Андреев, В.Е.Асадчиков, И.А.Артюков, А.В.Виноградов, В.Н.Зрюев, Ю.С.Касьянов, В.В.Кондратенко, В.Е.Левашов, Б.В.Мchedlishvili, Ю.В.Пономарев, А.В.Попов, А.А.Постнов, С.В.Савельев, Р.А.Сенин, И.И.Струк. Рентгеновская микроскопия трековых мембран и биологических объектов в мягком и жестком диапазонах длин волн. Кристаллография. 2001, т.46, №4, с.658 - 663.
5. V.E.Asadchikov, Yu.I.Dudchik, N.N.Kolchevsky, F.F.Komarov, R.A.Senin, A.V.Vinogradov "Using a multielement refractive lens for formation of a beam of 5.4 keV photons". Proceedings of SPIE. (2002), vol. 4765, pp.60-66.
6. А.В. Андреев, В.Е. Асадчиков, А.В. Бузмаков, А.А. Коновко, С.В. Кузин, А.А. Перцов, Ю.В. Пономарев, Р.А. Сенин, И.С. Смирнов, С.В. Шестов, В.Н. Шкурко. Двумерное увеличение изображения в рентгеновском микроскопе асимметричного отражения. // Письма в ЖЭТФ, том 85, вып. 1, 2007 г., с. 106-108

ОТЕЧЕСТВЕННЫЕ РАЗРАБОТКИ ДЛЯ МИКРОТОМОГРАФИИ НЕФТЕГАЗОВЫХ КЕРНОВ

Устинов А.О. (ООО «ПРОДИС.НДТ»), Бессонов В.Б. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Рентгеновская томография (КТ) является одним из основных методов диагностики и исследования различных объектов сложной формы: отливки цветных металлов, геологические породы, объекты трёхмерной печати, керамика, электроника [1]. Актуальной задачей импортозамещения является обеспечение потребностей промышленности и науки в системах рентгеновской томографии с отечественными микрофокусным источником и детектором рентгеновского излучения.

Схема детектора включает в себя: сцинтиллятор, волоконно-оптическую плиту (ВОП), КМОП сенсор, считывающую и интерфейсную электронику, подсистему питания. Рентгеновское излучение преобразуется в оптическое с помощью слоя сцинтиллятора. Так как в ряде случаев КМОП-сенсоры обладают низкой стойкостью к рентгеновскому излучению, используется разнесение слоя сцинтиллятора и сенсора с помощью ВОП. Это позволяет существенно увеличить срок жизни детектора. Во избежание потемнения ВОП при длительном воздействии рентгена используется добавки церия. Сочетание современного КМОП сенсора с цериевой ВОП позволяет создать долговечный и высокочувствительный рентгеновский детектор.

На рис. 1 изображены отечественные рентгеновские детекторы, производимые по описанной выше технологии с размером пикселя 50 мкм. Формат активной зоны детекторов составляет 11.4x14.5 и 22.8x29.1 см. В настоящее время разрабатывается детектор с областью 14.5x22.8 см.

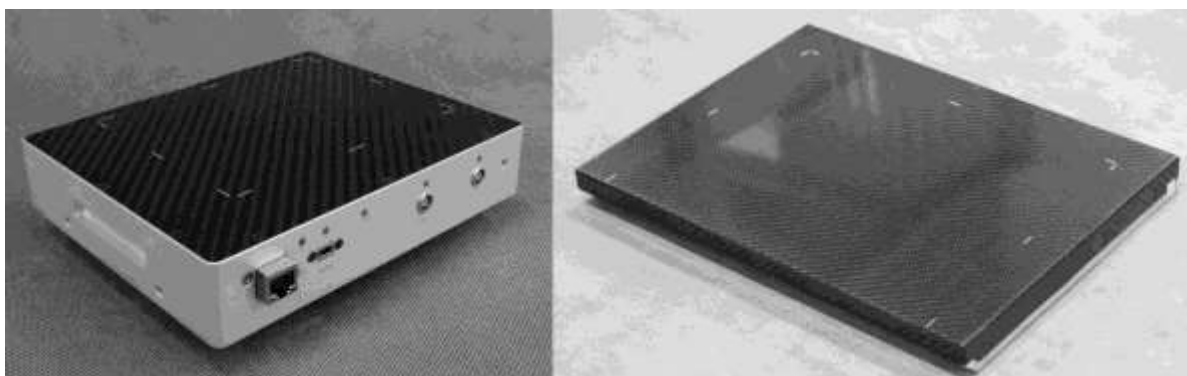


Рис. 1. Детекторы Продис.Марк 1215 и 2430.

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

Таблица 1. Характеристики существующих на рынке моделей КМОП детекторов.

| Модель | Пиксель, мкм | Активная зона, мм | Кол-во пикселей |
|------------------|--------------|-------------------|-----------------|
| Продис.Марк 1215 | 50 | 114x145 | 2300x2900 |
| Продис.Марк 2430 | 50 | 228x291 | 4600x5800 |
| C7942 | 50 | 120x120 | 2400x2400 |
| Dexela 1207 | 75 | 114x65 | 1536x864 |
| Dexela 1512 | 75 | 145x114 | 1944x1536 |
| Dexela 2923 | 75 | 291x230 | 3888x3072 |
| Shad-o-Box 1K HS | 50 | 57x64 | 1152x1300 |
| Shad-o-Box 3K HS | 50 | 114x64 | 2940x2304 |
| Shad-o-Box 6K HS | 50 | 145x114 | 2940x2304 |

Основным параметром любой рентгеновской системы с микрофокусным излучателем является ее пространственное разрешение. Данная характеристика определяется размером фокусного пятна излучателя, пикселем детектора, качеством рентгеновского излучения, а также коэффициентом геометрического увеличения. Пространственная разрешающая способность может быть выражена, как [2]:

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

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

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

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

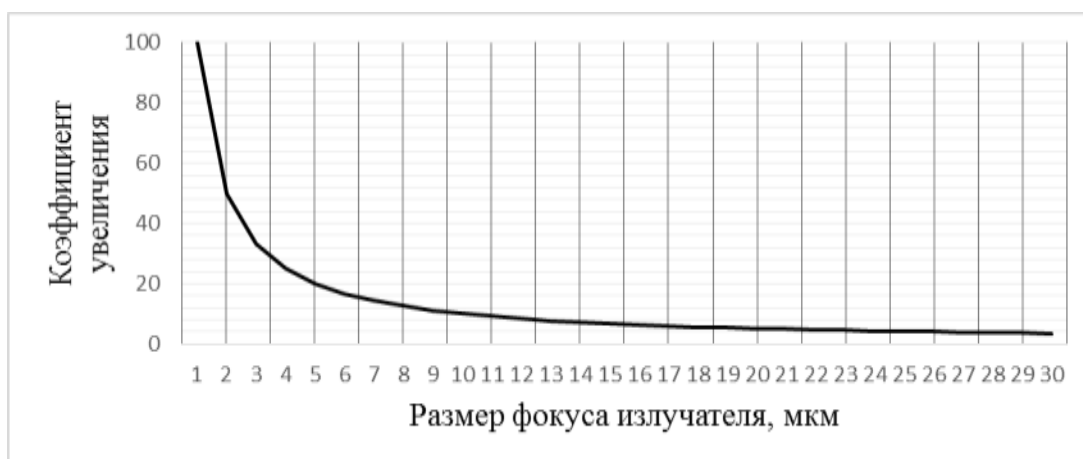


Рис. 2. Зависимость коэффициента геометрического увеличения от размера фокуса излучателя.

Как видно из графика, достаточное для рутинных задач микротомографии разрешение вокселя в 5 мкм, возможно при размере фокуса менее 10 мкм. Для измерения разрешения томографической системы применяется специализированный эталон JMA Test. На рис. 3 представлено рентгеновское изображение эталона, полученное на микрофокусном рентгеновском аппарате РАП-150 производства компании ЗАО «ЭЛТЕХ Мед» на основе отпаянной металлостеклянной рентгеновской трубки. Различимы пары линий с разрешением 6 мкм.

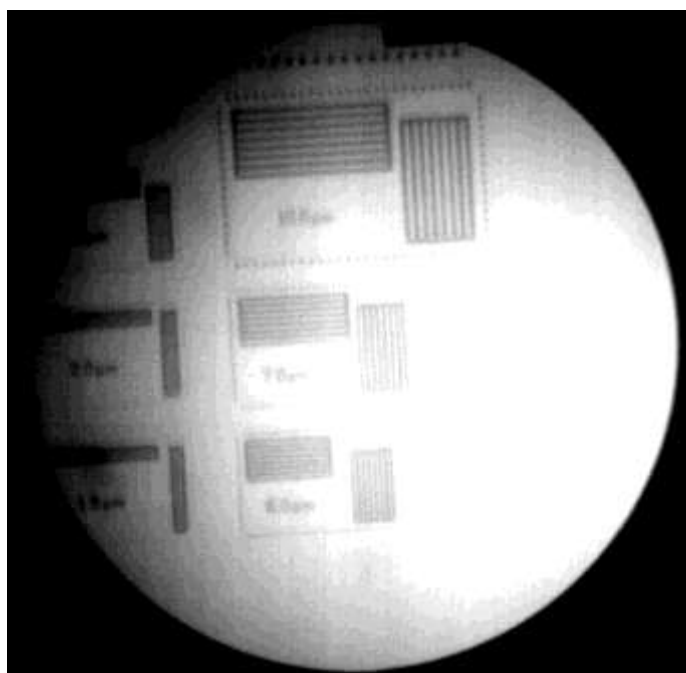


Рис. 3. Снимок эталона JMA Test на аппарате РАП-150.

На рисунке 4 представлен прототип установки для компьютерной томографии нефтегазового керна, произведенный компаниями ООО «ПРОДИС.НДТ», ЗАО «ЭЛТЕХ Мед» (без свинцового экрана). Ведется сборка серийной системы.



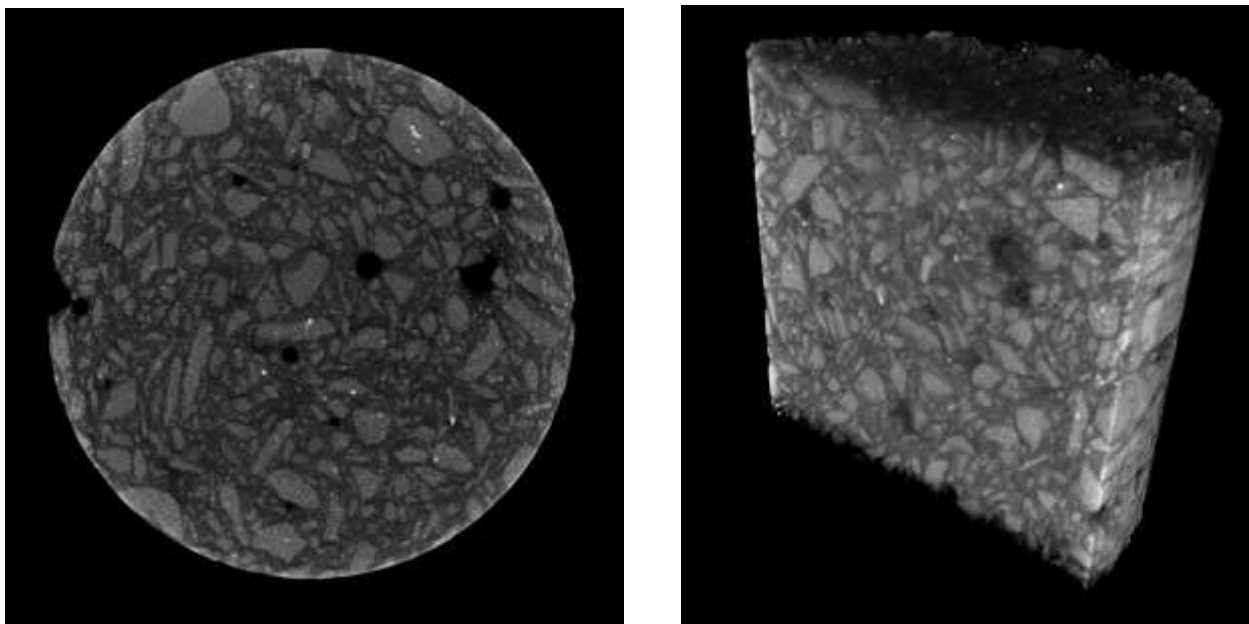
Рис. 4. Прототип установки для микротомографии керна.

В таблице 2 представлены характеристики различных настольных систем микротомографии иностранного производства в сравнении с разработанной.

Таблица 2. Характеристики систем микротомографии керна

| Параметр | Brucker Skyskan 1172 | Procon CT-Compact | Wenzel Exact S | ПРОДИС. Микро |
|------------------------------------|----------------------|-------------------|----------------|---------------|
| Макс разрешение, мкм | 1 | 5 | 5 | 5 |
| Макс диаметр объекта, мм | Φ50 | Φ70 | Φ75 | Φ120 |
| Макс вес объекта, кг | - | 5 | - | 5 |
| Тип матрицы детектора | ПЗС | КМОП | КМОП | КМОП |
| Разрядность матрицы детектора, бит | 12 | 16 | 16 | 16 |
| Размер матрицы детектора, пиксел | 4000x2300 | 1024x1024 | 2300x1300 | 2304x2988 |
| Размер пикселя, мкм | 9 | 50 | 50 | 50 |
| Анодное напряжение, кВ | до 100 | до 130 | до 130 | до 150 |
| Ток трубки, мкА | до 250 | - | - | до 200 |
| Мощность трубки, Вт | 10 | 75 | 39 | 10 |
| Размер фокусного пятна, мкм | 5 | 7 | - | 10 |
| Электропитание, В | 220 | 220 | 220 | 220 |
| Размер, см | 125x69x36 | - | 89x64x60,5 | 80x80x110 |
| Вес, кг | 240 | 500 | - | 400 |

На рисунке 5 представлены результаты исследования нефтегазового керна диаметром 35 мм. Реконструкция и визуализация была выполнена в программном пакете «МикроКТ», разработанном компанией ООО «Микротомография». Расчет транспортных свойств и пористости образца возможен в программном пакете Volume Graphics.



а

б

Рис. 5. Результаты исследования нефтегазового ядра.

Размер пикселя разработанных детекторов позволяет достичь высокого разрешения при томографической реконструкции. Применение микрофокусного излучателя и прецизионных манипуляторов, позволяют создать отечественную систему микротомографии ядер, в том числе полноразмерных, не уступающую мировым аналогам в своем классе, а по некоторым показателям, даже превосходящую их. Актуальной задачей остается совершенствование технологии производства микрофокусных излучателей и уменьшение размера фокусного пятна до значения, составляющего менее 10 мкм, что позволит улучшить общее пространственное разрешение системы.

На следующем этапе работ предполагается оптимизировать условия проведения томографии ядра в части применения металлических экранов и фильтров для повышения контраста изображения.

Литература.

1. И.А. Вайнберг, Э.И. Вайнберг. История, состояние и перспективы промышленной рентгеновской компьютерной томографии // В мире НК, 2013, № 3 (61), с. 125-141.
2. А.И. Мазуров, Н.Н. Потрахов. Микрофокусная рентгенография в медицине // Медицинская техника, № 5 (269), 2011, с. 30-33.

АНАЛИЗ ИНФОРМАТИВНОСТИ МЕТОДИК РЕНТГЕНОВСКОЙ ТОМОГРАФИИ В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ИССЛЕДОВАНИИ ПРЕПАРАТОВ ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ

*Васильев А.Ю. (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России),
Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Петровская В.В., Алпатова В.Г.,
Ничипор Е.А. (ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России)*

Применение методик лучевой диагностики с микрофокусными рентгеновскими трубками в стоматологии позволяет добиться высокой информативности исследования в сочетании со сниженной лучевой нагрузкой [1, 2]. Микрофокусная конусно-лучевая компьютерная томография (микро-КЛКТ) – методика, в которой принципы конусно-лучевой компьютерной томографии сочетаются с микрофокусным источником излучения. Микро-КЛКТ – новая методика, возможности которой еще не изучены. Учитывая возможности микрофокусной технологии, можно ожидать, микро-КЛКТ позволит повысить качество визуализации мелких малоконтрастных деталей и усилить подавление артефактов от высокоплотных объектов по сравнению с мультиспиральной компьютерной томографией (МСКТ) и конусно-лучевой компьютерной томографией (КЛКТ) [3, 4].

Цель данной работы заключалась в сравнительном анализе информативности МСКТ, КЛКТ и микро-КЛКТ при исследовании строения препаратов удаленных зубов и препарата нижней челюсти с металлическими конструкциями. Было выдвинуто предположение, что исследование микро-КЛКТ будет более информативным, чем МСКТ и КЛКТ.

Исследование препаратов проводилось при помощи аппаратов Philips Brilliance 64, Kavo OP 3D Vision и лабораторного образца микро-КЛКТ. При помощи каждого из аппаратов было проведено сканирование препаратов 12 удаленных зубов, а также 1 препарата нижней челюсти. На сохранившихся зубах 4.7-4.5, 3.4, 3.6, 3.7 препарата нижней челюсти была зафиксирована металлическая проволока для бимаксиллярного шинирования, от лунки отсутствующего зуба 4.3 до нижнего края тела челюсти справа проходила линия перелома, фрагменты челюсти были зафиксированы 4х-звеньевой титановой пластиной с 4 винтами. Построение и сравнительная оценка трехмерных и двухмерных томографических реконструкций проводились при помощи программного обеспечения Radiant и 3D Slicer.

Трехмерные реконструкции микро-КЛКТ ближе всего соответствовали строению препаратов за счет мелких деталей на поверхности, которые были сглажены или вовсе не видны на КЛКТ и МСКТ (рис. 1).

Мультипланарные реконструкции микро-КЛКТ характеризовались наиболее высокой четкостью изображения, МСКТ – наиболее низкой. Реконструкции микро-КЛКТ позволяли многократное, по сравнению с КЛКТ и МСКТ, увеличение изображения для рассмотрения мелких деталей.

Каждое из исследований позволяло визуализировать костные балки, стенки каналов нижнечелюстных нервов, периодонтальные щели препарата нижней челюсти, линию перелома тела нижней челюсти практически на всем протяжении.

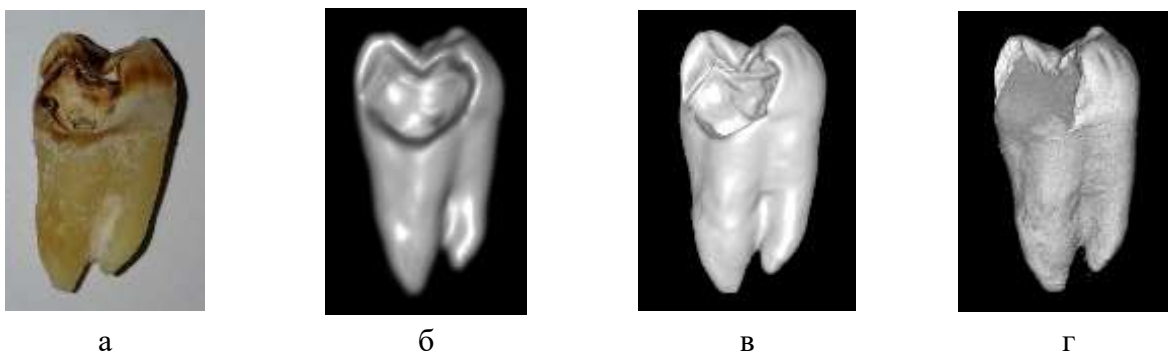


Рис. 1. Препарат удаленного моляра верхней челюсти (а) и его трехмерные реконструкции: б – МСКТ: мелкие детали на поверхности не определяются в – КЛКТ: мелкие детали на поверхности сглажены, г – микро-КЛКТ: определяются мелкие детали на поверхности зуба.

При изучении препаратов удаленных зубов и сохранившихся зубов препарата нижней челюсти, на КЛКТ границы между дентином и эмалью зубов были хорошо различимы и несколько размыты, апикальные отверстия корневых каналов и границы между содержимым каналов и дентином определялись не всегда. Хуже всего структуры зуба дифференцировались на МСКТ. На всех реконструкциях микро-КЛКТ отчетливо определялись эмаль, дентин, полость зуба, корневые каналы и их содержимое, апикальные отверстия (рис. 2).

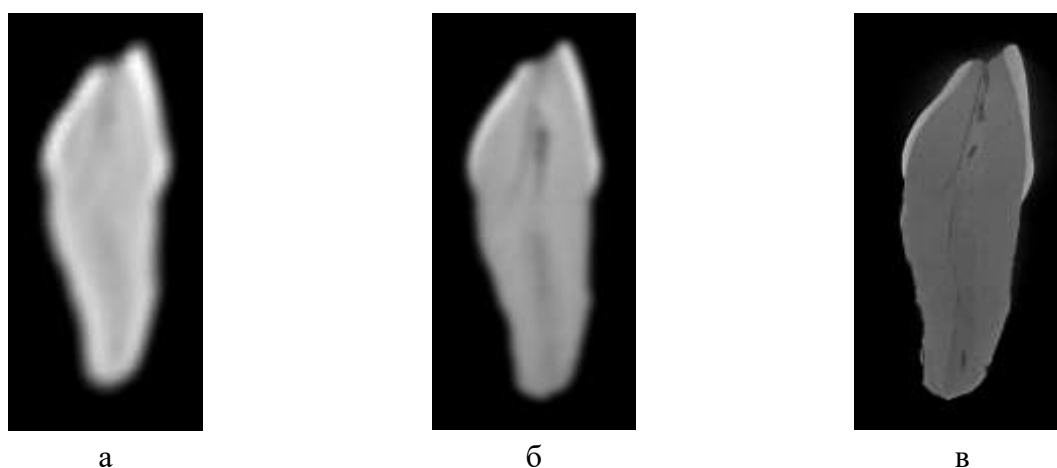


Рис. 2. Двухмерные реконструкции препарата удаленного клыка верхней челюсти в продольном срезе: а – МСКТ: очертания зуба размыты, содержимое корневого канала не определяется, линия перелома видна нечетко, б – КЛКТ: очертания эмали, дентина и линии перелома размыты, содержимое корневого канала не определяется, в – микро-КЛКТ: четко видна граница эмалевого слоя, линия перелома на всем протяжении, хорошо различимо содержимое корневого канала, апикальное отверстие.

Микро-КЛКТ позволила проследить ход микроскопических дополнительных каналов, невидимых на КЛКТ и МСКТ (рис. 3).

Высокое качество контрастности и четкости изображений микро-КЛКТ по сравнению с МСКТ и КЛКТ позволяло более точно определять границы распространения патологических процессов и более подробно изучать структуру патологически измененных тканей зубов.

Обнаружение линий переломов препаратов зубов на реконструкциях МСКТ и КЛКТ во многих случаях бывало затруднено по причине небольших размеров линии перелома, а также в присутствии артефактов от металла и от эмали зубов. При сравнении томограмм поврежденных зубов, на микро-КЛКТ были выявлены линии перелома, не различимые при помощи КЛКТ и МСКТ.

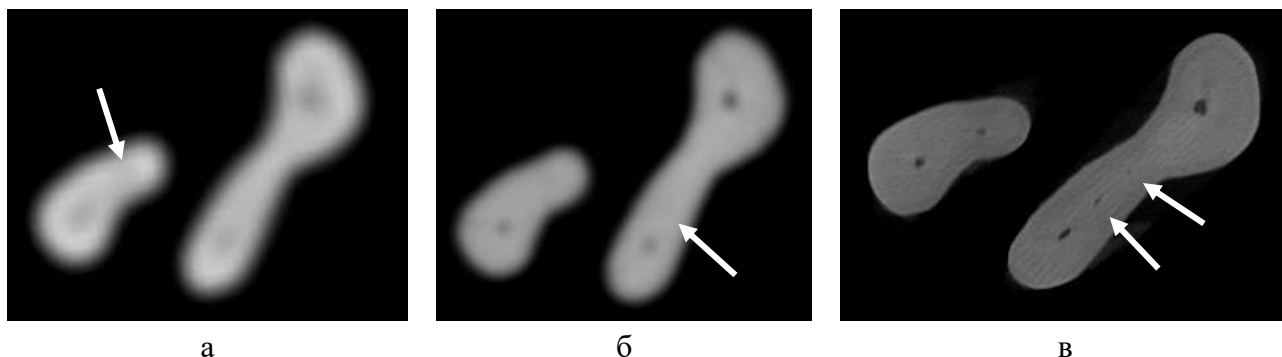


Рис. 3. Двухмерные реконструкции препарата удаленного моляра верхней челюсти в поперечном срезе на уровне середины корня: а – МСКТ: определяются 2 корня, 3 канала и 1 канал под вопросом (стрелка), б – КЛКТ: определяются 2 корня, 4 канала, а также 1 дополнительный канал под вопросом (стрелка), в – микро-КЛКТ: определяются 2 корня, 4 канала, а также хорошо различимы 2 дополнительных канала (стрелки)

На двухмерных реконструкциях МСКТ и, в меньшей степени, КЛКТ, металлические объекты имели нечеткие контуры и создавали яркие артефакты. Эмаль зубов, как структура повышенной плотности, также имела несколько размытые очертания и вызывала слабо выраженные артефакты в области коронковых частей зубов. На большинстве реконструкций микро-КЛКТ металлические объекты имели более четкие контуры, артефакты от них были менее яркими и протяженными, чем на МСКТ и КЛКТ, очертания эмалевого слоя зубов и прилежащих структур не были искажены. В то же время, в отличие от исследований препаратов отдельных зубов, на всех реконструкциях микро-КЛКТ нижней челюсти наблюдались многочисленные пересекающиеся бледные артефакты, что затрудняло изучение малоконтрастных структур и мелких деталей (рис. 4).

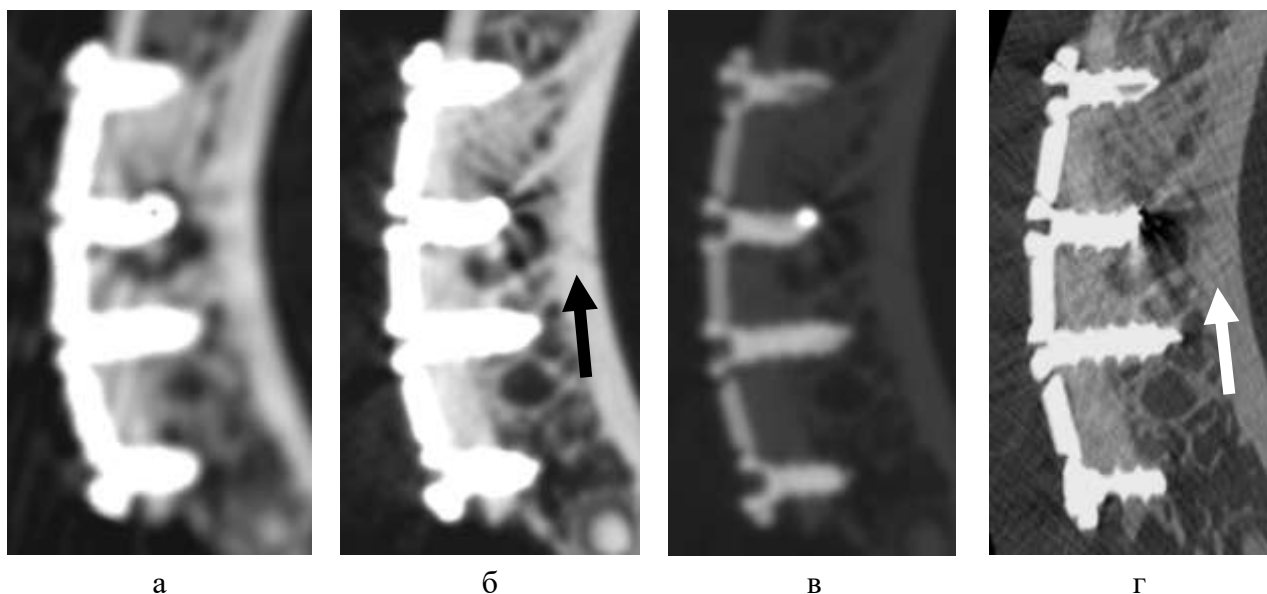


Рис. 4. Фрагменты двухмерных реконструкций препарата нижней челюсти в аксиальной плоскости в области линии перелома и титановой пластины с 4 винтами: а – МСКТ: линия перелома не определяется в присутствии грубых артефактов от металла, б – КЛКТ: артефакты от металла, определяется линия перелома (стрелка), в – КЛКТ (после изменения параметров окна): различимы детали очертаний винтов и пластины, костные структуры видны плохо, г – микро-КЛКТ: очертания костных структур, пластины и винтов различимы в деталях, видна линия перелома (стрелка), умеренные артефакты вокруг винта, все изображение перекрывается бледными артефактами.

Таким образом, по результатам сравнительного анализа информативности МСКТ, КЛКТ и микро-КЛКТ в экспериментальном исследовании препаратов удаленных зубов и нижней челюсти с металлическими конструкциями, микро-КЛКТ была наиболее информативной из трех методик за счет высокого качества визуализации мелких мало контрастных деталей и ослабления артефактов от металла. В связи с этим, дальнейшее развитие технологии микро-КЛКТ с перспективой на ее внедрение в практическое применение представляет большой интерес.

Литература.

1. Васильев А.Ю., Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Эффективность микрофокусной рентгенографии // Радиология-практика, 2016, № 3(57), с. 8-14.
2. Петровская В.В., Блохина Н.И. Роль микрофокусной рентгенографии при динамическом контроле за пациентами с врожденной расщелиной альвеолярного отростка на этапе проведения костно-пластической операции // Радиология-практика, 2014, №3, с. 6-14.
3. Васильев А.Ю., Петровская В.В. Микро-КТ как новая перспективная технология в стоматологии // Лучевая диагностика и терапия, 2018, №1(9), с. 62-63.
4. Васильев А.Ю., Петровская В.В., Хижняк А.Ю., Силягина А.С., Потрахов Н.Н. Анализ эндодонтического лечения зубов при использовании различных методов лучевой диагностики (в эксперименте) // Биотехносфера, 2017, №5(53), с. 57-61.

МЕТОДЫ УВЕЛИЧЕНИЯ ПРОНИКАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

Мазуров А.И. (НИПК «Электрон»), Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Главная, и пока нерешенная проблема, ограничивающая области применения микрофокусной рентгенографии, заключается в малой мощности существующих рентгеновских трубок, что затрудняет снимков плотных объектов большой толщины. В этих случаях приходится увеличивать время экспозиции, а это приводит к образованию динамической нерезкости на изображении объектов, положение которых может менять в процессе съемки. Однако помимо увеличения мощности рентгеновских трубок существуют и другие пути увеличения просвечивающей способности микрофокусной рентгенографии, например, использование метода импульсной рентгеноскопии и метода счета рентгеновских фотонов.

Частично решить проблему динамической нерезкости при длительных экспозициях позволяет переход от статистических детекторов рентгеновского излучения к динамическим, которые, работая в импульсном режиме, позволяют распределить время экспозиции на ряд кадров. В этом случае каждый кадр имеет меньшую динамическую нерезкость, так как требуемое время экспозиции T разделяется на n кратковременных экспозиций. Число экспозиций определяется суммарной дозой, необходимой для получения качественного изображения при суммации всех полученных изображений в цифровой памяти детектора. Время импульсной экспозиции каждого кадра должно удовлетворять соотношению:

$$\tau < \frac{m-1}{m} \frac{f}{V}, \quad (1)$$

где m – увеличение просвечиваемого объекта, f – размер фокусного пятна рентгеновской трубки, V – скорость смещения изображения в плоскости детектора. Соответственно, число регистрируемых кадров равно

$$n = \frac{T}{\tau}. \quad (2)$$

Каждое из n полученных цифровых изображений записывается в свою ячейку памяти, из которых они поступают в процессор для цифровой обработки. Обязательными операциями цифровой обработки изображения являются: компенсация перемещения, поворот и масштабирование изображения, обеспечивающие идентичность всех кадров.

Методы цифровой компенсации неидентичности полученных кадров разрабатываются с 80-х годов прошлого века в субтракционной ангиографии [1] и спектрально-анализных методах, когда регистрируемые кадры также разнесены во времени. Компенсация динамической нерезкости изображений широко применяется в других информационных системах [2, 3, 4, 7]: фазовый метод, метод контрольных точек, корреляционные методы и ряд других.

Для циклических процессов, к которым относятся биение сердца, возможно применение синхронизации кадров с помощью кардиограммы.

После проведения компенсационных процедур все полученные n изображений передаются в накопитель (цифровую память большой емкости), из которой суммарное накопленное изображение поступает на монитор.

Однако в настоящее время не существует идеальных методов компенсации подвижности, что ограничивает число суммируемых кадров. Необходимы экспериментальные исследования по разработке оптимального метода компенсации подвижности.

Еще одним перспективным методом увеличения проникающей возможности микрофокусной рентгенографии является метод счета фотонов, который широко применяется в астрономии [5] и уже нашел применение в маммографии [6]. По этому методу каждый отдельный рентгеновский квант создает в пикселах детектора импульсный видеосигнал, который считывается, и поступать в компьютер для цифровой обработки. Низкая интенсивность рентгеновского потока позволяет фиксировать видео сигналы от каждого кванта раздельно - поквантово. Как и в предыдущем методе для просвечивания объектов, положение которых в процессе рентгенографии может меняться, должны быть также предусмотрены методы компенсации неидентичности однофотонных видеосигналов в каждом кадре.

В каждой ячейке памяти накопителя суммируется столько импульсных видеосигналов, сколько необходимо для формирования полноценного изображения, которое отображается на мониторе.

Разделение функций детектирования рентгеновских квантов, цифровой обработки и накопления сформированных отдельных изображений обеспечивает следующие преимущества:

- отсутствует порог по времени экспозиции, поэтому могут быть просвечены массивные объекты при малой мощности рентгеновской трубки;
- резкость накопленного изображения зависит только от размера пиксела детектора, так как функция рассеяния точечного объекта может быть преобразована компьютером в дельта-функцию;
- шумы детектора полностью подавляются;
- чем больше копится однофотонных видеосигналов, тем выше качество изображения.

С практическим внедрением рассмотренных методов будут сняты ограничения на просвечивающую возможность в микрофокусную рентгенографию, что существенно расширит области ее применения.

Литература.

1. Афанасенко А. С. Компенсация перемещений пациента в процессе ангиографического исследования // Биотехносфера, 2010, №14, с. 16-19
2. Белоглазов И. Н., Тарасенко В. П. Корреляционно-экстремальные системы. – М.: Сов. Радио, 1974. – 392 с.
3. Грузман И. С., Киричук В. С. и др. Цифровая обработка изображений в информационных системах. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2002. – 352 с.

4. Астробов О. С., Афанасенко А. С. и др. Обработка изображений в прокладных телевизионных системах. – СПб.: ГУАП, 2012. – 272 с.
5. Телевизионная астрономия. Под ред. В. Б. Никонова. – М.: Наука, 1983. – 272 с.
6. www.philips.com/microdos
7. Еськов Д. Н., Ларионов Ю. П., Новичов В. А. и др. Автоматическая стабилизация оптического изображения. – Л.: Машиностроение, 1988. – 240 с.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОЦЕНКА ПРОХОЖДЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО СИГНАЛА В УСЛОВИЯХ ОСАДКОВ И ДРУГИХ УСЛОВИЙ РАСПРОСТРАНЕНИЯ

*Гребенищikov В.В., Лобанов М.В. (ООО «ИндиКом»),
Егоров А.Г., Назарук В.П., Нечаев А.И. (ОАО «НИИЭС»),
Потрахов Н.Н., Тимофеев Г.А. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Аннотация

Представлены предварительные результаты теоретической и экспериментальной оценки максимальной высоты (наклонной дальности) многофункциональной рентгеновской навигационной системы (МРНС) в условиях осадков и других условий распространения. Наиболее сложными условиями является суммарное поглощение (до 98%) воздушной средой, ливнем (пыльным или снежным вихрем) и обшивкой корпуса летательного аппарата в условиях обледенения.

На основе анализа доступной информации о параметрах осадков и других условий распространения, были определены параметры и изготовлены несколько вариантов конструкции фантомов. Результаты экспериментальных исследований, выполненных на фантомах в условиях специализированного стенда, подтверждают расчетные оценки поглощения рентгеновского излучения в различных средах.

Полученные результаты экспериментов можно использовать для подготовки и проведения полунатурных исследований прототипов аппаратуры МРНС.

1. Анализ параметров осадков и других условий распространения

Одной из ключевых проблем при посадке на неподготовленные площадки являются условия недостаточной видимости (УНВ, англ. degraded visual environment, DVE). Под УНВ понимается слабая или нулевая оптическая видимость кабиной обстановки, обусловленная любым из следующих факторов или их сочетанием: слабая освещенность, неблагоприятные метеорологические условия (туман, метель и т. д.), поднимаемый винтом вертолета вихрь твердых частиц. Последний фактор представляет особую опасность [1].

При посадке на сухой или заснеженный грунт воздушная струя от несущего винта вертолета поднимает твердую взвесь, что критически снижает видимость и может привести к неправильной оценке пилотом положения вертолета относительно земли, кроме того, могут остаться незамеченными препятствия в зоне посадки (большие камни, статичные и движущиеся объекты).

Термин «пыльный вихрь» (brownout) описывает это явление при посадке или взлете на сухой поверхности. Подобные же условия при посадке или взлете на заснеженной поверхности описываются термином «снежный вихрь» (whiteout).

Ежегодный материальный ущерб Вооруженным силам США от авиационных происшествий при посадке вертолетов в УНВ оценивается в 100 млн. долларов [2].

Технологические решения проблемы безопасной посадки вертолета на неподготовленную площадку в условиях недостаточной видимости находятся на различных этапах готовности, в мире активно ведутся R&D по созданию систем посадки вертолета, однако на данный момент **не существует готового для массового производства коммерческого решения** [3].

Исходные данные, полученные на основе анализа параметров осадков [4-6].

- интенсивность ливневых осадков 100 мм/час (сильный ливень),
- интенсивность сильного снегопада в пересчете на воду от 1 до 4 мм/час,
- размер дождемерной площадки 1 м²,
- верхняя граница облака над землей 10 км, кучево-дождевое облако (Cb),
- скорость падения капель у земли 10 км/час (среднее значение),
- условный единичный объем ливня 1 м³,
- высота измерений 200 м.

Тогда получим следующее:

- объем воды на земле = 100 мм * 1 м² = объему воды в столбе ливня 10 км * 1 м²,
- удельный объем воды в 1 м³ столба ливня = 1 м² * 100 мм * 1/10⁴ = 1 м² * 10⁻² мм,
- суммарный объем воды на дистанции 200 м = 1 м² * 10⁻² мм * 200 = 1 м² * 2 мм.

В результате получим толщину фантома воды для дистанции 200 м = 2 мм, фантом можно выполнить в виде тонкостенного плоского резервуара из пластика площадью, например, 1 дм² и глубиной 8 мм (4-х кратный запас).

Следует отметить необходимость учета возможного обледенения контейнеров с аппаратурой МРНС с толщиной льда до 40-50 мм, поэтому можно использовать до 5 фантомов толщиной 8 мм.

Концентрация пыли при песчаной буре достигала 300-600 мг/м³ или 2-4 мм осажженной пыли за 6 часов, поэтому максимальная толщина слоя осажженной пыли на 1 м² составит не более 1 мм/час. Пыльный вихрь (brownout) и снежный вихрь (whiteout) при посадке вертолета, концентрация пыли в вихрях доходит до 1 г/м³ [7-9]. Поэтому на дальности 200 м суммарная концентрация пыли в сечении 1 м² составит 200 г/м².

Принимая удельный вес песчаной пыли = 2000 кг/м³ = 2 г/см³, толщина слоя 200 грамм пыли составит = 10⁻⁴ м³ = 0.1 мм/м². Поэтому, фантом пыли может быть выполнен в виде тонкостенного пластикового контейнера 100x100 мм² и пылевидного песка толщиной 1 мм (10-ти кратный запас).

Концентрация водяной и снежной пыли в сильном вихре при посадке вертолета на водную поверхность или на заснеженную площадку составит порядка 2-10 г/м³. Суммарная концентрация на дистанции 200 метров составит порядка 400-2000 г в сечении 1 м² или слой воды не более 2 мм.

Концентрация плазмы при спуске комического аппарата на высоте 75 км достигает значений $pe \approx 10^{18} /\text{м}^3 = 10^{12}/\text{см}^3$. Максимальное давление составит примерно 0.2-1.0 атмосферы [10-11]. В качестве фантома плазмы можно использовать, например,

промышленную ртутную газоразрядную лампу, Лампа FL166/black диаметром 16 м длиной 190 мм для которой $n \approx 10^{10}/\text{см}^3$ [12].

Настил пола, например, вертолета МИ-8 выполнен из рифленого листа Д16А толщиной 1 мм [13]. Поэтому в качестве фантома обшивки можно использовать $100 \times 100 \text{ мм}^2$ алюминиевый лист Д16А толщиной 1...3 мм.

2. Расчетная оценка ослабления рентгеновского сигнала

Плотность воздуха у поверхности Земли примерно $1.2 \text{ кг/м}^3 = 0.012 \text{ г/см}^3$ (при температуре 25C^0). Поскольку при данных энергиях рассеяние является практически изотропным, то подавляющее большинство квантов рассеивается на большие углы и не попадает в детектор, что дает основание полностью отнести рассеяние к ослаблению сигнала. Тогда на дистанции 200 метров расчетное уменьшение интенсивности из-за поглощения и рассеяния воздухом составит, см. таблицу 1:

Таблица 1. Расчетное ослабление рентгеновского излучения в воздухе

| Энергия квантов (кэВ) | Ослабление, % |
|-----------------------|---------------|
| 100 | 98 |
| 150 | 96 |
| 200 | 95 |

Реальное ослабление пучка, обусловленное рассеянием, а не поглощением квантов, требует задания конкретных размеров детектора рентгеновского блока детектирования (БД) и представляет собой довольно трудоемкую задачу.

Дополнительное ослабление, обусловленное пылью, осадками и обшивкой, летательного аппарата (ЛА) составит, по предварительной оценке, см. таблицу 2: Плазма плотностью $10^{12}/\text{см}^3$ сколь-нибудь заметного ослабления рентгеновского излучения в диапазоне (100-200) кэВ оказывать не будет.

Таблица 2. Оценка ослабления рентгеновского излучения осадками и обшивкой ЛА

| Энергия (кэВ) | Дополнительное ослабление, % | | |
|---------------|------------------------------|---------------------------------------|---|
| | Толщина фантома, 2мм (вода) | Толщина фантома, 1 мм (пыль песчаная) | Толщина фантома (обшивка корпуса) Al, 3мм |
| 100 | 3.4% | 2.8% | 12.8% |
| 150 | 3.0% | 2.3% | 10.5% |
| 200 | 2.7% | 2.1% | 9.5% |

Для проведения экспериментальных исследований были изготовлены несколько вариантов конструкции фантомов.

Фантом осадков представляет собой тонкостенный пластиковый контейнер с внутренними размерами $145 \times 108 \times 8 \text{ мм}^3$, заполняемый водой. Для имитации обледенения ЛА вода может быть заморожена. Количество таких контейнеров может наращиваться для имитации более толстых слоев льда. Суммарная толщина двух стенок контейнера (полистирол) примерно 0.7 мм, для точности эксперимента можно предварительно проверить поглощение на пустом контейнере.

Фантом пылевого вихря и пыльной бури выполнен в виде круглого тонкостенного пластикового контейнера диаметром внутреннего объема 75 мм с регулируемой толщиной заполняемого объема в пределах 1...15 мм с использованием природных образцов пыли.

При разработке МРНС авторами проекта предлагается использовать новые отечественные разработки рентгеновских трубок, в том числе наносекундной рентгеновской трубки с фотокатодом [14].

Для более точного измерения ослабления рентгеновского излучения на фантомах целесообразно использовать не рентгеновскую трубку, излучение которой имеет сплошной энергетический спектр, а источники ОСГИ с линейчатым спектром. Наиболее подходящим для данной задачи является источник Co^{57} с ярко выраженной линией 122 кэВ. Предварительные результаты стендовых исследований на фантомах приведены в таблице 3:

Таблица 3. Предварительные результаты экспериментальных исследований

| Среда распространения | Интенсивность (плотность), мм/час, грамм/см ³ , мм | Эквивалент фантома, толщина, мм | Расчетное ослабление (150 кэВ), % | Ослабление на фантомах (Co^{57} , 122 кэВ), % |
|---|---|---------------------------------|-----------------------------------|--|
| Плазма спуска КА | 10 ¹² /см ³ | 16 | – | – |
| Воздух у поверхности Земли | 200 метров, 0.012 г/см ³ | – | 96 | – |
| Дождь (ливень), снежный вихрь | 100 мм/час 2–10 г/м ³ | 8 | 11.3 | 12.0 ± 1.0% |
| Пыль песчаная | 2 г/см ³ | 1 | 2.3 | – |
| Обшивка корпуса | 2.7 г/см ³ | 3 | 10.5 | 11.6 ± 1.0% |
| Обледенение ЛА | 40 мм | 40 | 45 | – |
| Воздух + ливень + корпус ЛА | – | – | 97 | – |
| Воздух + пыль + корпус ЛА | – | – | 96.5 | – |
| Воздух + ливень + корпус ЛА + обледенение | – | – | 98 | – |

Литература

1. “Rotary-Wing Brownout Mitigation: Technologies and Training”. A Technical Report by NATO Research and Technology Organisation, North Atlantic Treaty Organisation (Jan. 2012).
2. Robert Cheung, “Spatial Orientation – Nonvisual Spatial Orientation Mechanisms” // F. Previc, W. Ercoline (Eds.) Spatial Disorientation in Aviation. Progress in Astronautics and Aeronautics Volume 203. American Institute of Aeronautics and Astronautics, Inc. Reston, VA, USA. (2004), 37–94.
3. Анализ состояния безопасности полетов в гражданской авиации Российской Федерации в первом полугодии 2014 года. Управление инспекции по безопасности полетов Федерального агентства воздушного транспорта Российской Федерации. (Авг. 2014).

4. В.Н.Пожидаев, ОСЛАБЛЕНИЕ И ОБРАТНОЕ РАССЕЙЯНИЕ МИЛЛИМЕТРОВЫХ РАДИОВОЛН В ТУМАНЕ, ДОЖДЕ, СНЕГОПАДЕ IV Всероссийская конференция «Радиолокация и радиосвязь» – ИРЭ РАН, 29 ноября - 3 декабря 2010 г. ИРЭ им. В.А.Котельникова РАН. С 744-748.

5. А.М. Боровиков, В.В. Костарев, И.П. Мазин, В.И. Смирнов, А. А. Черников, РАДИОЛОКАЦИОННЫЕ ИЗМЕРЕНИЯ ОСАДКОВ Под ред. А. М. БОРОВИКОВА и В. В. НОСТАРЕВА, ЛЕНИНГРАД, 1967. 140 с.

6. Г.Б. Брылёв, С.Б. Гашина, Г.Л. Низдойминова, РАДИОЛОКАЦИОННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ОБЛАКОВ И ОСАДКОВ, Ленинград 1986 233 с.

7. Р.П. Быстров, В.А. Вдовин, В.Г. Дмитриев, В.Л. Меньшиков, В.Н. Пожидаев, Ю.М. Перунов, В. А. Черепенин, Оценка потенциальных возможностей и помехозащищенности радиолокационных систем в условиях радиоэлектронного противодействия, Институт радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН, Журнал радиоэлектроники № 8, 2015, электронный журнал, ISSN 1684-1719.

8. С. Орловский, Л. Орловская, Р. Индуиту, ОПАСНЫЕ И ОСОБО ОПАСНЫЕ ПЫЛЬНЫЕ БУРИ В СРЕДНЕЙ АЗИИ, ОТРАСЛЕВЫЕ ПРОБЛЕМЫ ОСВОЕНИЯ ЗАСУШЛИВЫХ ЗЕМЕЛЬ, АРИДНЫЕ ЭКОСИСТЕМЫ, 2013, т.19, №4 (57), с. 49-58.

9. Величины удельного и объемного веса строительного песка, Справочник строителя, 2014.

10. А.Л. Железнякова, В.В. Кузенов, А.С. Петрусев, С.Т.Суржииков. Расчет аэротермодинамики двух типов моделей спускаемых космических аппаратов // Институт проблем механики им. А.Ю. Ишлинского Российской академии наук, Москва, Физико-химическая кинетика в газовой динамике.

11. А.А. Кучуркин, В.И. Тамбовцев, А.В. Тепляков, Челябинский государственный университет. Сверхвысокочастотная диагностика газоразрядной плазмы, Радиоэлектроника, радиофизика, ТРУДЫ МФТИ. 2010 Т 2, №3. с.122-125.

12. И.А. Шевяков, О РАДИОПРОЗРАЧНОСТИ ПЛАЗМЕННОЙ ОБОЛОЧКИ ГИПЕРЗВУКОВОГО ЛЕТАТЕЛЬНОГО АППАРАТА, Вестник ЮУрГУ, Серия «Математика. Механика. Физика», 2014, vol. 6, no. 2 с. 80-84.

13. ВЕРТОЛЕТ Ми-8АМТ РУКОВОДСТВО ПО ТЕХНИЧЕСКОЙ ЭКСПЛУАТАЦИИ 8АМТ-0007-00РЭ, Книга II, Часть 1, Планер, Июнь 26, 1995, 324 с.

14. Г.А. Тимофеев, Н.Н. Потрахов, А.И. Нечаев, Экспериментальные исследования рентгеновского канала связи, V Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники, Сборник материалов конференции, СПб, Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2019, с.97.

ПЕРСПЕКТИВЫ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ ПРИ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКЕ ХОЗЯЙСТВЕННОЙ ПРИГОДНОСТИ СЕМЯН

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

При оценке показателей хозяйственной пригодности индивидуальных семян в прецизионных экспериментах, а также для отбора кондиционных партий семян в управляемом промышленном семеноводстве используются различные методы диагностики их качества. Существующие традиционные подходы (определение всхожести в лабораторных условиях) не позволяют в полной мере решать вышеуказанные задачи.

Для выявления различных типов скрытых дефектов наиболее адекватным является рентгенографический метод. Так, например, проведенный анализ скрытых дефектов семян, полученных в разных районах Ленинградской области показал, что партии семян ржи, имеющие наибольший процент суммарных скрытых дефектов (ЭМИС и некроз зародыша - 56%), обладают наиболее низкой хозяйственной пригодностью по показателю лабораторной всхожести (74%).

Таблица 1.

| Образец | Скрытое прорастание, % | ЭМИС, % | Некроз зародыша, % | Лабораторная всхожесть, % |
|--|------------------------|---------|--------------------|---------------------------|
| ЗАО «СкреблOVO», Лужский район, I репр. | 0 | 28 | 8 | 90 |
| АО «АФ Горский», Тихвинский район, супер-супер элита | 3 | 25 | 31 | 74 |

Метод мягколучевой рентгенографии позволяет, не разрушая семя, визуализировать дефекты различной величины, формы, их топографическое расположение в зерновке, определять долю разных скрытых дефектов в партиях семян, а также проводить количественную оценку оптической плотности различных структур формирующих органов зерновки на рентгенснимке. Использование в перспективе усовершенствованных методов автоматического анализа цифрового изображения семени обеспечит возможность при проведении экспресс досмотра качества семян давать более точную характеристику степени выраженности дефекта, получаемые при этом результаты являются легитимными, так как рентгеновский анализ включен в международные и отечественные стандарты. Сопоставляя этот показатель с темпами роста проростков на стартовых этапах прорастания можно будет более точно оценивать хозяйственную пригодность партии семян, как в лабораторных, так и в полевых условиях.

Экспрессность и высокая точность рентгенографии позволит оптимизировать целый ряд технологических операций при закладке семян на хранение, а именно:

- определять принадлежность партий семян по степени их кондиционности с учетом скрытых дефектов и корректировать целевое назначение;
- принимать оптимальные решения по смешиванию партий семян на элеваторах;
- принимать оптимальные решения по режимам хранения партий семян с учетом степени их скрытой травмированности;
- принимать оптимальные решения по первоочередности использования партий семян разной степени кондиционности для оперативной технологической переработки или для внештатной замены.

В Агрофизическом институте и ЛЭТИ (Санкт-Петербург) для решения вышеуказанных задач разрабатывается соответствующая физико-техническая база, которая позволит обеспечить более эффективную визуализацию различных типов скрытой неоднородности семян и проведение на цифровой основе количественного дешифрирования рентгеновских снимков. Накопленные результаты являются базой для создания проекта цифрового рентгеновского стандарта для семян сельскохозяйственных культур.

Обобщение полученных в наших работах и данных других исследователей результатов показало, что они являются основой для разработки электронных документов (рентгенографический, морфометрический и морфофизиологические паспорта). Рентгенографический паспорт семян, который должен включать различные типы скрытых дефектов (трещиноватость, энзимомикозное истощение ЭМИС, поврежденность и заселенность насекомыми, скрытое прорастание и др.). Его создание и дополнение морфометрическим паспортом семян и морфофизиологическим паспортом проростков позволит с помощью комплекса электронных документов более эффективно оценивать хозяйственную пригодность материала.

Использование цифровой рентгенографии для комплексной оценки хозяйственной пригодности семян является новым перспективным подходом при проведении контроля качества производственных семян в отечественном семеноводстве, поскольку позволяет получать и отбирать партии хозяйственно-ценных семян с минимальным уровнем скрытой травмированности.

Это принципиально новое и прорывное решение в практике мирового семеноводства, способное обеспечить семеноводов России уникальным конкурентным преимуществом на мировом рынке семян.

ИССЛЕДОВАНИЕ МИКРОСТРУКТУРЫ ПРОСТРАНСТВЕННО-АРМИРОВАННЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ПРИ ПОМОЩИ МЕТОДА МИКРОТОМОГРАФИИ

*Аношкин А.Н., Осокин В.М., Пеленев К.А., Третьяков А.А., Турышев С.В.
(Пермский национальный исследовательский политехнический университет),
Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

Аннотация: В работе рассмотрены преимущества использования метода микротомографии над традиционными способами определения реальной внутренней микроструктуры объектов исследования. Исследования микроструктуры проводились на образцах с пространственным плетением армирующего каркаса. В результате проведенных исследований были получены реальные структуры композиционного материала и определены тип и форма плетений, искривление жгутов волокон, а также неоднородностей в структуре материала.

В настоящее время полимерные композиционные материалы (ПКМ) активно внедряются в производство деталей и узлов авиационной техники. В американском самолете Boeing 787 Dreamliner и европейском Airbus 350 XWB доля использования ПКМ составляет более 50%, из них изготавливаются высоконагруженные элементы планера и двигателя. В отечественном авиастроении при создании нового перспективного двигателя ПД-14 доля использования ПКМ в конструкции мотогондолы превышает 60% от ее общей массы. При этом из композиционных материалов изготавливаются все звукопоглощающие панели, элементы корпуса вентилятора, реверсивного устройства и сопла. Основным конкурентным преимуществом деталей изготовленных из ПКМ, по сравнению с металлическими аналогами, заключается в их меньшей массе, при схожих жесткостных и прочностных характеристиках, что приводит к повышению эксплуатационных характеристик летательного аппарата, а в ряде случаев, повышению технологичности и снижению себестоимости их изготовления.

Однако детали и узлы, изготовленные из слоистых композиционных материалов, имеют очень низкую межслоевую прочность, вследствие чего плохо сопротивляются нагрузкам, действующим перпендикулярно армирующим слоям. С целью решения данной проблемы, при изготовлении высоконагруженных деталей и узлов авиационной техники из ПКМ, находят широкое применение пространственно-армированные композиционные материалы (ПАКМ). Использование такой технологии позволяет обеспечить высокие физико-механические характеристики композиционных деталей при широком спектре действующих нагрузок.

При этом использование технологии ПАКМ значительно усложняет прогнозирование характеристик изготавливаемых деталей. Это обусловлено существенной зависимостью физико-механических свойств изготавливаемой детали от реальной внутренней структуры. Для решения данной задачи необходимо использовать исследовательские инструменты, позволяющие определять реальную внутреннюю структуру изготавливаемых деталей.

Определение реальной структуры объектов исследования можно осуществить двумя способами. Первый способ основан на микроструктурном анализе с вырезкой образцов и

получением микрошлифов срезов при помощи высокоразрешающих микроскопов. При этом его применение не позволяет осуществить полную идентификацию структуры, а дает только лишь понимание о расположении армирующего каркаса и определения их ориентации в срезе объекта исследования. Кроме того данный способ является достаточно трудоемким и затратным не представляющий внедрения какой либо автоматизации. Второй способ заключается в реконструкции изображений, основанной на методе рентгеновской компьютерной томографии. Реализация данного метода осложнена применением традиционных томографов, представляющих собой громоздкую стационарную установку с чувствительностью более 0.15 мм. Однако для идентификации структуры композиционного материала в большинстве случаев данной чувствительности недостаточно [1]. В качестве примера на рисунке 1 показан срез восстановленного рентгеновского изображения образца из ПАКМ, полученного при помощи традиционного томографа.

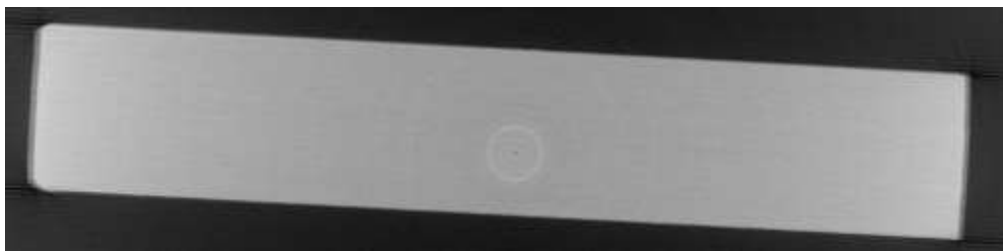


Рис.1. Срез восстановленного рентгеновского изображения образца, полученного при помощи традиционного томографа.

Повышение чувствительности не удастся осуществить как ввиду отсутствия в промышленности приемников рентгеновского изображения с пространственной разрешающей способностью выше 20-40 пар линий на мм, так и вследствие невозможности получения изображений с большим геометрическим увеличением. Это обусловлено ограничениями рабочего объема камер томографов. Кроме того, при использовании значительного геометрического увеличения изображения объекта исследования в 10 и более крат существенное влияние на качество изображения начинают оказывать погрешности рентгенооптической схемы съемки. Частично, статические погрешности можно компенсировать юстировкой, однако динамическая составляющая, связанная с дрейфом фокусного пятна по мишени анода рентгеновской трубки в ходе процесса сбора проекционных данных, будет влиять на результаты восстановления внутренней структуры. В тоже время для получения достоверной информации о внутренней структуре объекта исследования и повышения пространственной разрешающей способности необходимо применять более «жесткие» фильтры, что дополнительно приводит к повышению уровня шума в послойном изображении.

Для восстановления структуры ПКМ на уровне определения жгутов волокон (мезоуровень) нашли широкое применение микротомографы, позволяющие производить исследования объектов размерами, не превышающими 10x10x10 мм. Особенностью использования микротомографов является возможность получения изображений с большим геометрическим увеличением, достигающим 100 крат, без существенного влияния погрешности рентгенооптической схемы съемки на качество изображения [2, 3].

Объектами исследования в настоящей работе являлись прямоугольные образцы, выполненные по технологии пространственного плетения армирующих каркасов размерами 10x10x2 мм.

Исследования проводились на микрофокусном рентгеновском компьютерном томографе, разработанном на базе Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» имени В. И. Ульянова (Ленина). Для реализации качественной реконструкции объемного рентгеновского изображения, основываясь на ранее проведенных исследованиях [4], было выбрано получение набора данных по 800 проекциям. Съемка образцов проводилась при напряжении 120 кВ, анодном токе 60 мкА, времени экспозиции 1000 мс и геометрического увеличения в 90 крат. В качестве примера на рисунке 2 показаны срезы восстановленного рентгеновского изображения образцов с различной схемой плетения. Реконструкция выполнялась с использованием метода обратного проецирования с фильтрацией сверткой.

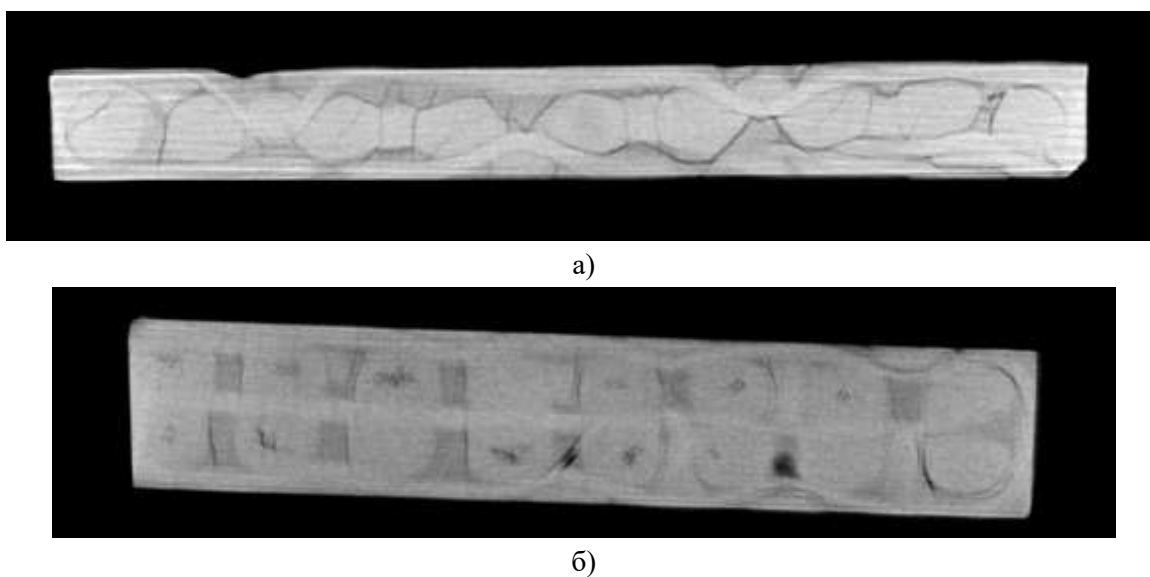


Рис.2. Восстановленные изображения образцов с разной схемой плетения, полученные при помощи микротомографа, где: а – образец с саржевой схемой плетения; б – образец с продольной схемой плетения.

В процессе реконструкции объектов исследования размер вокселя с учетом коэффициента увеличения изображения составил 1.6 мкм.

В результате проведенных исследований были получены реальные структуры композиционного материала образцов, на основе которых были определены типы и формы плетений, искривления жгутов волокон, наличие неоднородностей в структуре материала. В дальнейшем, результаты проведенных исследований позволят разработать численные модели с внутренней структурой объектов максимально приближенной к реальной. Решение данных задач дает возможность прогнозировать механические характеристики объектах исследований с учетом отклонений, имеющих в их структуре, что позволяет существенно повысить точность расчетов.

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

Литература.

1. A.N.Anoshkin, A.F.Sal'nikov, V.M.Osokin, A.A.Tretyakov, G.S.Luzin, N.N.Potrakhov and V.B.Bessonov. Non-destructive inspection of polymer composite products // Journal of Physics: Conference Series – IOP Publishing, 2018, т. 967, №. 1, с. 012001.
2. Боровский А.И., Щукин Г.А. Рентгеновские трубки и малогабаритные микрофокусные рентгеновские излучатели для медицины, промышленности и научных исследований. — Электронная промышленность, 1991, № 5. — 94 с.
3. Иванов С.А., Иоффе Ю.К., Кириенко С.В. и др. Малогабаритные источники рентгеновского излучения. — Обзоры по электронной технике, вып. 4, 1987.
4. V.B. Bessonov, V.V. Klonov, I.A. Larionov and A.V. Obodovski. An investigation of radiation instability on reconstruction quality in tomography // IOP Conf. Series: Journal of Physics: Conf. Series, 872, 2017, 012054, doi :10.1088/1742-6596/872/1/012054

ВОЗМОЖНОСТИ МИКРОФУКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В ДИАГНОСТИКЕ ПАТОЛОГИИ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ У ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА

Алхазисвили А.В., Константинова Л.Г. (ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России), Бессонов В.Б., Потрахов Ю.Н., Потрахов Н.Н. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Скрипник А.Ю., Труфанов Г.Е. (ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России)

Актуальность. Актуальность исследования обусловлена наличием возможности получать рентгеновские изображения в условиях прямого увеличения при использовании контактного типа съемки микрофокусной рентгенографии. В соответствии с современными тенденциями развития рентгенологии улучшение качества изображения при снижении лучевой нагрузки на пациента является ключевой задачей для потенциального исключения стохастического эффекта ионизирующего излучения.

Цель исследования. Целью исследования являлось подтвердить преимущества микрофокусной рентгенографии в сравнении с классической рентгенографии в условиях прямого увеличения.

Материалы и методы. Обследован 71 пациент с патологией органов грудной клетки по методике микрофокусной рентгенографии в сравнении с наиболее распространенным, контактным способом съемки. При использовании протяженного фокусного пятна по стандартной рентгенографической методике необходимо соблюсти ряд условий для получения диагностически значимого изображения. Объект съемки должен быть максимально близко расположен к детектору рентгеновского излучения, а рентгеновская трубка наоборот должна быть удалена от объекта съемки, то есть иметь большое кожно-фокусное расстояние. За счет соблюдения условий съемки удастся сократить проявления геометрической нерезкости изображения. При использовании метода микрофокусной рентгенографии возможно выполнять исследования как контактным способом, так и способом съемки с первичным увеличением изображения. При использовании точечного фокусного пятна микронных размеров становится возможным пренебречь геометрической нерезкостью, что соответственно позволяет увеличить расстояние между детектором рентгеновского излучения и объектом съемки при минимально возможном кожно-фокусном расстоянием, то есть получить первично увеличенное рентгеновское изображение. Как

известно, что уменьшение фокусного расстояния позволяет снизить необходимую мощность рентгеновского аппарата и соответственно, интенсивность первичного пучка излучения на поверхности объекта исследования. Единновременно снижается общая доза излучения на пациента за счет компонента рассеянного излучения телом пациента.

Результаты. Было выявлено, что использование методики микрофокусной рентгенографии в условиях прямого увеличения позволяет получить резкое и контрастное рентгеновское изображения с более отчетливой визуализацией мелких, но диагностически значимых деталей органов грудной клетки, что невозможно при стандартной рентгенографии.

Выводы. Таким образом использование методики микрофокусной рентгенографии в условиях прямого увеличения позволяет получить диагностически значимое рентгеновское изображение с улучшенной визуализацией мелких деталей при снижении лучевой нагрузки.

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

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

Введение

Несмотря на интенсивное развитие современных высокоинформативных методов лучевой диагностики, рентгенография остается методом выбора для новорожденных и недоношенных детей в отделениях интенсивной терапии [1,2]. При этом преимущественно выполняются снимки органов грудной клетки, брюшной полости и их комбинации (бэбиграммы) [1,2,3]. Результаты отечественных и зарубежных исследований свидетельствуют о высокой вариабельности как в индивидуальных, так и в стандартных (типичных) дозах детских пациентов [1,2,3]. Новорожденные дети наиболее чувствительны к воздействию ионизирующего излучения и ассоциированных с ним рисков развития радиогенных раков, что требует оптимизации протоколов выполнения рентгенографических исследований, направленной на снижение доз облучения пациентов и повышение диагностической информативности рентгеновских изображений.

Традиционно для бэбиграмм используются передвижные рентгеновские аппараты, применение которых в отделении интенсивной терапии может быть связано с рядом затруднений: сложность позиционирования аппарата у инкубатора интенсивной терапии недоношенных (кювеза); отсутствие протоколов для рентгенографии недоношенных детей [1,2,3]. В связи с этим актуальна разработка специализированных переносных рентгеновских аппаратов с улучшенной эргономикой проведения исследования и с низкодозовыми протоколами проведения бэбиграмм.

Целью исследования явилась сравнительная оценка эффективных доз недоношенных детей при проведении бэбиграмм на стандартном палатном рентгеновском аппарате и на опытном образце перспективного рентгеновского аппарата в портативном исполнении,

разрабатываемого по проекту «Цифровой неонатальный острофокусный рентгенодиагностический комплекс».

В работе решались следующие задачи:

1. Сбор параметров проведения бэбиграмм, необходимых для оценки эффективных доз;
2. Оценка эффективных доз за одну бэбигramму для исследованных рентгеновских аппаратов.

Материалы и методы

В качестве объектов исследования были выбраны цифровой палатный аппарат Mobilett XP Digital и разработанный портативный рентгеновский аппарат (ПРА). Исследование проводилось в перинатальном центре ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России. Для оценки эффективных доз пациентов для аппарата Mobilett XP Digital была собрана выборка из 10 пациентов, которым были выполнены бэбиграммы в стандартных условиях. Характеристики выборок пациентов представлены в таблице 1. Средние значения антропометрических характеристик были использованы при расчете эффективных доз для аппарата ПРА.

Таблица 1. Антропометрические характеристики выборок пациентов

| Аппарат | Число пациентов | Масса тела, кг* | Рост, см | Возраст, дней |
|---------------------|-----------------|--------------------------|---------------------|---------------------|
| Mobilett XP Digital | 10 | 0.83±0.14 (0.75-1.15) | 32.0±3.0 (28-38) | 23.0±6.0 (12-30) |

* Здесь и далее данные представлены в формате: среднее±SD; мин-макс.

Параметры проведения исследования для каждого пациента для рентгеновского аппарата Mobilett XP Digital были извлечены из цифровых снимков в формате DICOM с предварительной анонимизацией данных в связи с тем, что аппарат работал с автоматическим контролем экспозиции (АКЭ). Для ПРА были использованы типовые параметры проведения исследования, заложенные в программное обеспечение аппарата. Параметры проведения бэбиграмм представлены в таблице 2. Для ПРА представлены два набора параметров исследования для двух различных вариантов расположения аппарата: вплотную к коже пациента и на расстоянии 40 см от кожи пациента. На обоих аппаратах выполнялась съемка в передне-задней проекции.

Таблица 2. Средние параметры проведения бэбиграмм

| Аппарат | Напряжение, кВ | Экспозиция, мАс | Расстояние источник-приемник, см | Размер поля облучения, см×см |
|---------------------|----------------|-----------------|----------------------------------|------------------------------|
| Mobilett XP Digital | 45 | 2.7 | 110 | 7×13 |
| ПРА | 65 | 0.0145 | 15 | 30×30 |
| | 65 | 0.0435 | 15 | 30×30 |
| | 65 | 0.0725 | 15 | 30×30 |
| | 65 | 0.145 | 15 | 30×30 |
| | 65 | 0.0145 | 40 | 30×30 |
| | 65 | 0.0435 | 40 | 30×30 |
| | 65 | 0.0725 | 40 | 30×30 |
| | 65 | 0.145 | 40 | 30×30 |

Расчет эффективных доз был выполнен с использованием программного обеспечения РСХМС 2.0 (STUK, Финляндия) [4, 5] с использованием тканевых взвешивающих коэффициентов из 60 и 103 Публикаций МКРЗ на основе экспозиции (мАс). При этом были использованы следующие параметры: масса тела фантома 0.83 кг; рост фантома 32 см; координаты центра поля облучения X -0, Y - 0; Z - 9; полная фильтрация пучка рентгеновского излучения эквивалентная 3 мм Al.

Результаты исследования и обсуждение

Результаты оценки эффективных доз представлены в таблице 3.

Таблица 3. Эффективные дозы пациентов для аппаратов Mobilett XP Digital и ПРА

| Аппарат | Напряжение, кВ | Экспозиция, мАс | Расстояние источник-приемник, см | Эффективная доза, 60 Публикация МКРЗ, мЗв | Эффективная доза, 103 Публикация МКРЗ, мЗв |
|---------------------|----------------|-----------------|----------------------------------|---|--|
| Mobilett XP Digital | 45 | 2.7 | 110 | 0.08 | 0.09 |
| ПРА | 65 | 0.0145 | 15 | 0,03 | 0.03 |
| | 65 | 0.0435 | 15 | 0.08 | 0.10 |
| | 65 | 0.0725 | 15 | 0.14 | 0.17 |
| | 65 | 0.145 | 15 | 0.27 | 0.34 |
| | 65 | 0.0145 | 40 | 0.003 | 0.003 |
| | 65 | 0.0435 | 40 | 0.009 | 0.009 |
| | 65 | 0.0725 | 40 | 0.015 | 0.014 |
| | 65 | 0.145 | 40 | 0.030 | 0.029 |

Как следует из таблицы 3, при проведении съемки пациентов контактным способом (при расположении рентгеновского аппарата на расстоянии 1-3 см от кожи пациента) ПРА не имеет никаких преимуществ по уровню эффективных доз пациентов по сравнению с аппаратом Mobilett XP Digital. При расположении этого рентгеновского аппарата на

расстоянии 40 см от тела пациента (приемника изображения), напротив, эффективные дозы для ПРА значительно ниже (вплоть до порядка величины) по сравнению с аппаратом Mobilett XP Digital. Следует отметить, что все оцененные эффективные дозы для обоих аппаратов попадают в «пренебрежимо малый» диапазон радиационного риска [6]. Выбор режима проведения рентгенографии новорождённых/недоношенных детей в таком случае должен основываться, в первую очередь, исходя из диагностического качества получаемого изображения [7].

Выводы

1. В ходе работы была разработана модель облучения новорожденного/недоношенного пациента с использованием программного обеспечения РСХМС 2.0.

2. Выполненная оценка эффективных доз пациентов показала, что проведение контактной съемки с использованием портативного рентгеновского аппарата не имеет никаких преимуществ по уровню облучения детских пациентов. Напротив, эффективные дозы оказались выше вплоть до 5 раз по сравнению со стандартным палатным аппаратом. При расположении портативного рентгеновского аппарата на расстоянии 40 см от приемника изображения, эффективные дозы значительно ниже по сравнению с палатным аппаратом (до порядка величины).

3. В связи с тем, что для всех исследованных протоколов уровни эффективной дозы соответствуют пренебрежимо малому диапазону радиационного риска, выбор аппарата и/или режима следует выполнять, исходя из результатов оценки диагностического качества рентгеновских снимков.

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

Литература

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

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

3. Rizzi E., Emanuelli S., Amerio S., Fagan S., Mastrogiacomo F., Gianino P., Cesarani F. Optimization of exposure conditions for computed radiology exams in neonatal intensive care. *Open Journal of Radiology*, 2014, vol. 4, pp. 69-78.

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

5. Tapiovaara, M. PCXMC 2.0. User's Guide /M. Tapiovaara, T. Siiskonen //Säteilyturvakeskus. Tekniset raportit. STUK–TR 7. - Helsinki 2008. – 24 p.

6. Онищенко Г.Г., Попова А.Ю., Романович И.К., Водоватов А.В., Башкетова Н.С., Историк О.А., Чипига Л.А., Шацкий И.Г., Сарычева С.С., Библин А.М., Репин Л.В.

Современные принципы обеспечения радиационной безопасности при использовании источников ионизирующего излучения в медицине. Часть 2. Радиационные риски и совершенствование системы радиационной защиты. Радиационная гигиена. 2019;12(2):6-24. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2019-12-2-6-24>

7. Применение референтных диагностических уровней для оптимизации радиационной защиты пациента в рентгенологических исследованиях общего назначения. Методические рекомендации МР 2.6.1.0066-12. – М.: Роспотребнадзор, 2012. – 28 с.

ОПЫТ ОПТИМИЗАЦИИ ДОЗ В ЦИФРОВОЙ ЛИНЕЙНОЙ ТОМОГРАФИИ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

Борискина А.Н., Камышанская И.Г. (СПбГУ),

Водоватов А.В. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева), Черемисин В.М. (СПбГУ),

Введение

В мире прослеживается тенденция частого использования высокодозовых лучевых методов диагностики, что сопряжено с увеличением суммарной дозы облучения для всей популяции людей. В связи с появлением более современных методов лучевой диагностики, доля линейной томографии (ЛТ) в арсенале лучевых исследований заметно сократилась, ее место заняли томосинтез [1, 2, 3] и КТ. Возможности цифровой ЛТ в сравнении с другими цифровыми модальностями лучевой диагностики, а также методика проведения цифровой ЛТ в низкодозовом режиме без потери качества изображения не представлены в литературе.

Целью исследования был расчет эффективных доз при проведении цифровой линейной томографии органов грудной полости.

В работе решались следующие задачи:

1. Экспериментально с использованием антропоморфного фантома грудной клетки изучить физико-технические параметры цифровой ЛТ, оценив их влияние на дозы облучения;
2. Рассчитать коэффициенты перехода от произведения дозы на площадь (ПДП) к эффективной дозе (ЭД); Рассчитать ЭД при проведении цифровой ЛТ ОГК.

Материал и методы

Характеристика используемого оборудования:

1.1. Рентгеновские аппараты

ЛТ и рентгенография антропоморфного фантома проводилась на отечественном цифровом рентгенодиагностическом аппарате компании ЗАО «НИПК «Электрон» с плоской панелью непрямого преобразования.

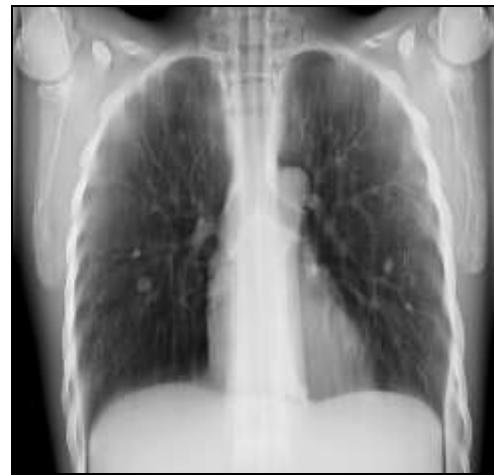
1.2. Антропоморфный фантом

Определение влияния параметров проведения цифровой ЛТ ОГК на различные дозовые величины и качество изображения проводили с использованием антропоморфного фантома грудной клетки Multipurpose Chest Phantom N1 «Lungman».

Примеры полученных линейных томограмм антропоморфного фантома представлены на рисунке 1.



а) Параметры ЦЛТ: U - 60 кВ,
Э - 8 мАс, УОТ - 15°, ВДТ - 0,8 с



б) Параметры ЦЛТ: U - 60 кВ,
Э - 30 мАс, УОТ - 40°, ВДТ - 4 с

Рис. 1. Примеры цифровых линейных томограмм антропоморфного фантома, сделанных в ходе эксперимента.

Расчет эффективных доз

Измерение произведения дозы на площадь (ПДП, сГр×см²) производилось с помощью дозиметра ДРК-1, интегрированного в рентгеновский аппарат. Расчеты ЭД были выполнены с использованием программного обеспечения РСХМС 2.0 (Финляндия) [4, 5].

Данная программа позволяет рассчитывать эквивалентные дозы в радиочувствительных органах и эффективную дозу с учетом всех дозообразующих параметров проведения рентгенографического исследования.

Для расчета ЭД использовались следующие исходные данные:

- расстояние от фокуса рентгеновской трубки до приемника рентгеновского изображения (РИП, см);
- положение центра поля первичного излучения в системе координат фантома;
- проекция и размер поля облучения (см²);
- напряжение (кВ);
- полная фильтрация.

При разработке модели облучения пациента в качестве исходных данных была использована типовая геометрия облучения при рентгенографии ОГК в переднезадняя проекции: расстояние источник-приемник 100 см; размер поля облучения 40×40 см; координаты центра поля облучения: X – 0, Y – 0, Z – 55. Имитация движения рентгеновской трубки в процессе ЛТ была выполнена путем использования 17 дополнительных полей облучения, соответствующих краниокаудальным углам отклонения рентгеновской трубки (от -40°, до +40° с шагом в 5°). Всего было разработано пять моделей: для угла отклонения 40° - 17 полей облучения; 30° - 13; 25° - 11; 20° - 9; 15° - 7, соответственно полей облучения.

ЭД рассчитывались для всех углов отклонения трубки (15°, 20°, 25°, 30°, 40°) для диапазона анодного напряжения 50-70 кВ с шагом в 5 кВ и для полной фильтрации, соответствующей 5 мм Al. При этом предполагали, что трубка в процессе ЛТ движется равномерно с постоянной скоростью. ЭД за полную ЛТ определяли как сумму эффективных доз для всех полей облучения, входивших в модель ЛТ для данного угла отклонения трубки.

Эффективные дозы были рассчитаны с использованием тканевых взвешивающих коэффициентов из 60 и 103 Публикаций МКРЗ [7, 8].

Для удобства расчета эффективной дозы в клинической практике были определены коэффициенты перехода (К) от ПДП к ЭД (мкЗв/сГр×см²) с использованием выражение:

$$K = \frac{E}{D} \times 1000, \quad (1)$$

где E – эффективная доза, мЗв; D - измеренная величина произведения дозы на площадь, сГр×см²; K – коэффициент перехода от значения ПДП к ЭД с учетом вида проведенного рентгенологического исследования, проекции, размеров поля, фокусного расстояния и анодного напряжения на рентгеновской трубке, мкЗв/(сГр×см²).

Результаты исследования

Определение эффективных доз при проведении ЦЛТ

Основным параметром проведения исследования, значимо влияющим на коэффициент перехода, является анодное напряжение (прямая зависимость).

Основными параметрами проведения цифровой ЛТ, определяющими дозу облучения пациента, являются анодное напряжение (U) на рентгеновской трубке (кВ), экспозиция (мАс), угол отклонения трубки (УОТ) и время движения трубки (ВДТ) (с).

Графики распределения дозовых величин

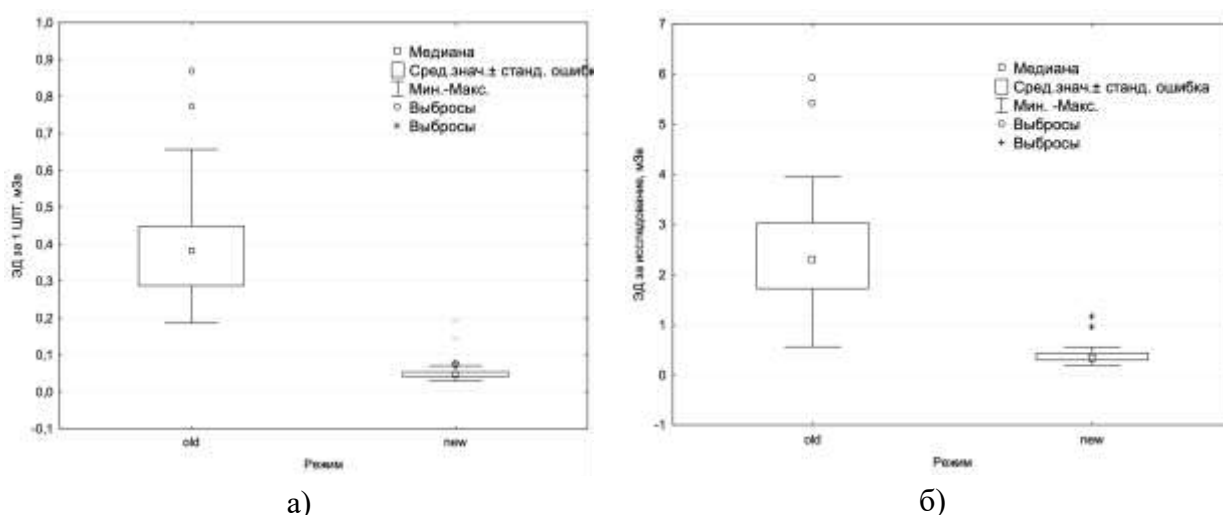


Рис. 2. Распределение эффективных доз на стандартных протоколах (old) и оптимизированных протоколах проведения цифровой ЛТ (new).

ЭД на стандартных протоколах исследования сопоставима с дозой при КТ органов грудной клетки (рис. 2). При внедрении предложенных низкодозовых режимов ЭД за исследование снизилась в 6 раз по сравнению со стандартными режимами. При этом эффективная доза за 1 слой цифровой ЛТ снизилась в 8 раз.

Был проведен корреляционный анализ для оценки степени влияния различных параметров проведения цифровой ЛТ на ПДП и ЭД. По результатам данного анализа ПДП за всё исследование, как и ЭД определяются числом выполненных пациенту томограмм, экспозицией (мАс), анодным напряжением (кВ).

Выводы

1. На дозовые величины цифровой ЛТ оказывают влияния значения анодного напряжения, экспозиции, УОТ, ВДТ. С их увеличением соответственно увеличивается эффективная доза. Глубина томографического слоя на дозу не влияет.
2. Разработанная модель облучения пациента при ЛТ с помощью программного обеспечения РСХМС 2.0, позволила рассчитать новые коэффициенты перехода от ПДП к ЭД, величина которых зависит только от анодного напряжения.
3. Оптимизированные протоколы ЛТ снизили ЭД в 8 раз за одну томограмму и в 6 раз за всё исследование в сравнении со стандартными протоколами.
4. ЭД за одну томограмму находится в диапазоне 0.03-0.19 мЗв, ЭД за всё исследование – 0.2-1.15 мЗв.

Литература

1. Уваров В.В. Классическая (аналоговая) томография – история, современный статус. // Российская ассоциация радиологов. М. 2016, с.136-142.
2. Васильев А.Ю., Нечаев. В.А., Блинов Н.Н., Садиков П.Н., Новоселова Е.В. Томосинтез в диагностике заболеваний органов грудной клетки. Учебное пособие. М. 2017., 36 с.
3. Васильев А.Ю., Нечаев. В.А. Томосинтез в диагностике заболеваний органов грудной клетки. // Радиология – практика, 2015, №6 (54), с. 59-67.
4. Tapiovaara M. PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations /M. Tapiovaara, M. Lakkisto, A. Servomaa. – 1997. - 57 p. - <http://urn.fi/URN:NBN:fi-fe2014120246788>
5. Tapiovaara, M. PCXMC 2.0. User's Guide /M. Tapiovaara, T. Siiskonen //Säteilyturvakeskus. Tekniset raportit. STUK–TR 7. - Helsinki 2008, 24 p.
6. Радиационная безопасность. Рекомендации МКРЗ 1990 г. Публикация 60 МКРЗ. Ч. 2. Пер. с англ. — М.: Энергоатомиздат, 1994. - с. 208. ISBN 5-283-031-62-4.
7. Публикация 103 Международной Комиссии по радиационной защите (МКРЗ). Пер с англ. /Под общей ред. М.Ф. Киселёва и Н.К.Шандалы. М.: Изд. ООО ПКФ «Алана», 2009.

ИССЛЕДОВАНИЯ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ ГИБРИДНЫМИ ЭНДОСКОПАМИ С КОРРЕКТИРОВКОЙ ЭКСПОНИРОВАНИЯ ПО ДАННЫМ ОПОРНЫХ РЕНТГЕНОГРАММ

Зайченко К.В., Гуревич Б.С.

(Институт аналитического приборостроения РАН. Санкт-Петербург)

При диагностике ряда заболеваний часто используются эндоскопы для визуального наблюдения фрагментов внутренних органов. Для этого применяют видеокамеры, передающие телевизионное изображение наблюдаемого объекта на экран монитора. При этом значительная часть информации о характеристиках отражения света от внутреннего органа искажается и теряется, поскольку телевизионная система передачи изображений имеет определенные технические ограничения по передаче спектральной и градационной информации. Искажения и потери информации серьезно сказываются на достоверности постановки диагноза.

Предлагается использовать для исследования внутренних органов новый тип эндоскопа, в котором в дополнение к видеокамере используется передача изображения отдельных участков внутреннего органа оптоволоконным датчиком. Эти участки выбираются при наблюдении телевизионного изображения с видеокамеры для уточнения возможного наличия патологии.

Указанные потери информации вызваны, в частности, передачей изображений с использованием трех основных цветов - красного, зеленого и синего в различных пропорциях. Таким образом, в каждом элементе телевизионного изображения цветопередача обеспечивается только тремя длинами волн света в различных сочетаниях их интенсивности. Все остальные длины волн, содержащиеся в исходном изображении, на экране монитора отсутствуют. Это говорит о том, что большая часть информации о других спектральных составляющих отдельных элементов изображения и их весовых характеристиках потеряна.

Согласно [1], общий объем информации, передаваемой в виде изображения, пропорционален числу разрешимых спектральных интервалов. Используя метод многоспектральной обработки изображений, можно различить от нескольких десятков до сотни спектральных интервалов (в среднем около 50). Поскольку в изображении с телевизионного монитора, переданном видеокамерой содержатся только 3 основных цвета, то возможно создание лишь трех субизображений. Следовательно, объем информации с монитора будет в 15-20 раз меньшим, чем в аналоговом оптическом изображении.

Исходя из концепции обеспечения информационной избыточности в научных исследованиях [2], необходимо для решения поставленной задачи получать возможно более полную спектральную и градационную информацию об исследуемом объекте, поскольку она может содержать дополнительные данные о патологии. Отсутствие таких данных может привести к ошибкам при диагностике. Вместе с тем изображения, регистрируемые видеокамерой, позволяют обеспечить достижимый максимум пространственной информации. В связи с этим желательно в одном эндоскопе объединить телевизионное и оптоволоконное устройства получения изображений.

Для правильного выбора участка внутреннего органа с целью исследования предлагается использовать опорную рентгенограмму. Она может содержать важную

информацию [3] для выявления фрагментов внутренних органов с подозрением на патологию. Скан опорной рентгенограммы может быть проанализирован и в соответствии с результатами анализа установлены координаты того фрагмента органа, на который следует направить видеокамеру и оптоволоконный датчик. реализовать анализ спектра отражения. Структурная схема реализующего данный принцип устройства – гибридного эндоскопа – приводится на рис. 1.

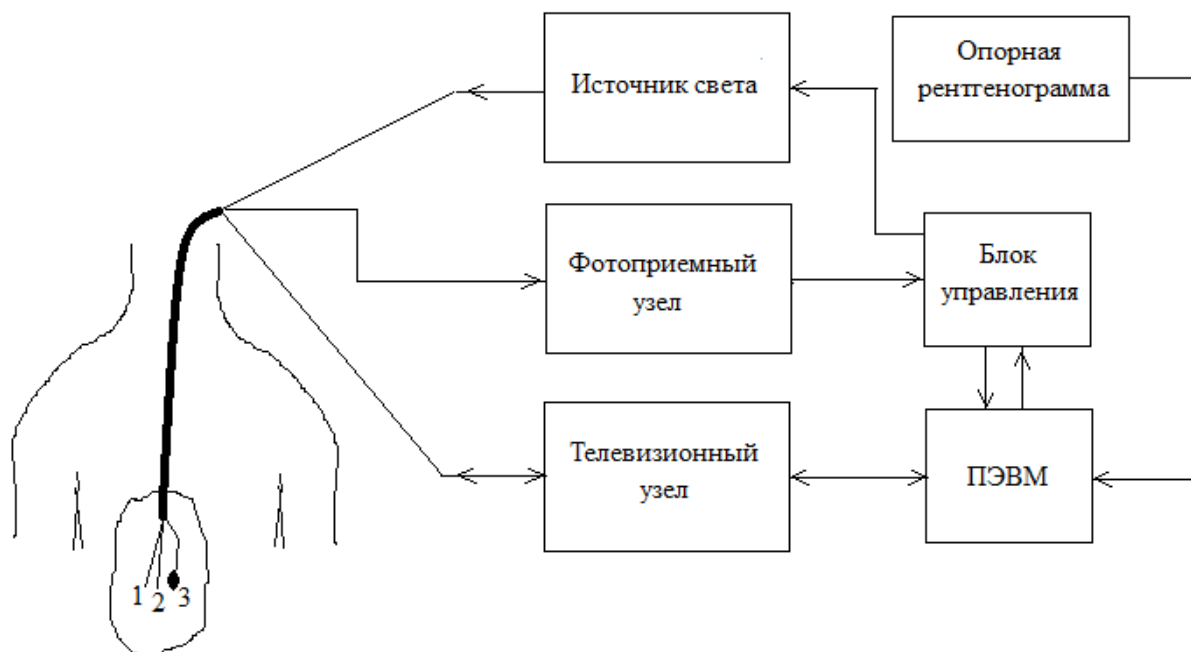


Рис. 1. Структурная схема гибридного эндоскопа с использованием опорной рентгенограммы:

- 1 - волоконный световод подсветки;
- 2 - оптоволоконный датчик передачи изображения;
- 3 – видеокамера.

Работу эндоскопа можно объяснить следующим образом. В полость с исследуемым органом вводится зонд, содержащий волоконный световод подсветки 1 и оптоволоконный датчик 2 с регулирующим микроприводом, а также миниатюрную видеокамеру 3 с соответствующим кабелем. По данным опорной рентгенограммы выбирается фрагмент органа, представляющий интерес для анализа. С помощью телевизионной камеры в этом фрагменте выбирается небольшой участок, изображение которого будет выведено оптоволоконным датчиком. С помощью микропривода конец волоконного световода подсветки с микролинзой направляется в сторону этого участка. Спектральный состав излучения подсветки выбирается исходя из принципа, описанному ранее в работе [4]. Отраженный свет попадает на вход оптоволоконного датчика, изображение с которого выводится для анализа. Таким образом, два изображения – оптоволоконное и телевизионное – дополняют друг друга. Телевизионное изображение дает более высокое разрешение, а оптоволоконное – менее искаженную спектральную и градационную информацию. Далее по данным телевизионного изображения в пределах выбранного фрагмента через микропривод оптоволоконный датчик настраивается на новый участок и процедура повторяется для получения нового изображения.

После описанного наблюдения фрагмента, выбранного по данным опорной рентгенограммы, при необходимости можно выбрать следующий фрагмент исследуемого органа для анализа и повторить все описанные выше процедуры. Таким образом, будет собрана с минимальными потерями визуальная информация об объекте исследования. Более подробно описанные процедуры могут быть проанализированы в соответствии с концепцией многокритериальной оптимизации [5], если присвоить различным видам информации соответствующие иерархические весовые коэффициенты.

Рассмотренный выше принцип построения гибридного эндоскопа, с использованием поддержки данными рентгенографии, может быть реализован в гастроскопии, бронхоскопии, колоноскопии, лапароскопии и во всех иных возможных областях, где видеоинформация об исследуемых органах позволяет диагностировать наличие патологий.

Настоящая работа была поддержана Министерством науки и высшего образования Российской Федерации, государственное задание № 07500780-19-00.

Литература

1. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Принципы измерений информационных и технических характеристик акустооптических систем многоспектральной обработки изображений // Датчики и системы, 2015, №2, с. 61-64.
2. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Диагностика кожных новообразований методом многоспектральной акустооптической обработки изображений с комплексированием по рентгенографическим данным // Настоящий сборник
3. Блинов Н.Н., Мазуров А.И. Проблемы расширения диагностических возможностей медицинской рентгентехники. /Медицинская техника, 2011, № 5, с.1-6.
4. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Применение спектрально селективных акустооптических устройств для задач медицинской диагностики// Научная сессия ГУАП: сб. докл.: В 3 ч. Ч. II. Технические науки/ СПб.: ГУАП. СПб. 2016, с. 50-54.
5. Гуляев Ю.В., Дмитриев В.Ф., Зайченко К.В. и др. Фильтрация и спектральный анализ радиосигналов. Алгоритмы, структуры, устройства. М.: Радиотехника. В печати.

ДИАГНОСТИКА КОЖНЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ МЕТОДОМ МНОГОСПЕКТРАЛЬНОЙ АКУСТООПТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ С КОМПЛЕКСИРОВАНИЕМ ПО РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИМ ДАННЫМ

Зайченко К.В., Гуревич Б.С.

(Институт аналитического приборостроения РАН. Санкт-Петербург)

Развитие медицинской диагностической техники на базе современных оптико-электронных технологий в последние годы открыло возможность применения многоспектральной обработки изображений для анализа состояния различных биологических объектов. Ограниченные возможности человеческого глаза, который не в состоянии отличать чистые спектральные цвета от составных, полученных из красного, зеленого и синего компонентов, существенно сужают возможности врача диагностировать заболевания по спектральному составу света, отраженного и рассеянного исследуемым органом.

Многоспектральная обработка предусматривает преобразование полихромного изображения в последовательность монохромных субизображений, каждое из которых содержит только цвета определенного спектрального интервала. Реализации данного преобразования осуществляется изображающим спектрофотометром с селективным элементом, выделяющим свет выбранного спектрального интервала без искажения его пространственного распределения. К таким селективным элементам относятся широкоапертурные акустооптические перестраиваемые фильтры (АОПФ). В них используется явление дифракции Брэгга, позволяющее из общего светового потока полихромного изображения направить в первый дифракционный порядок лишь ту его часть, длина волны которой удовлетворяет условию Брэгга, связывающему длины акустической и оптической волн. При этом длина акустической волны зависит от частоты управляющего сигнала, подаваемого на АОПФ, что позволяет быстро переключать выделяемые спектральные интервалы.

В последние годы интенсивно развиваются исследования по многоспектральной обработке изображений биологических объектов, в том числе для целей медицинской диагностики [1, 2]. Они проводятся в рамках разработки подходов и методов применения оптоэлектронных устройств для диагностики ранних стадий развития патологий живых систем. Эта задача находится среди основных в тематике одной из ведущих научных школ РФ «Радиоэлектронные и информационные средства оценки физиологических параметров живых систем» (РЭИС ЖС), возглавляемой д.т.н., профессором К.В. Зайченко. основополагающие научные концепции этой школы: «Информационная избыточность. Многокритериальная оптимизация. Адаптация». Советом по грантам Президента Российской Федерации коллектив научной школы РЭИС ЖС, был признан победителем конкурса ведущих научных школ РФ – Свидетельство НШ-3455.2012.8.

Однако до сих пор оставалась неисследованной такая интересная и актуальная возможность применения многоспектральной обработки, как диагностика кожных новообразований. Медики не в состоянии без соответствующих технических средств анализировать спектральный состав света, отраженного от кожного новообразования, что

серьезно препятствует постановке диагноза, в том числе принятию главного решения о том, является ли новообразование злокачественным. Между тем метод многоспектральной обработки позволяет получить набор большого количества субизображений, каждое из которых воспроизводит пространственное распределение интенсивности света определенной длины волны, при отражении его от кожи. При этом особого внимания требуют те субизображения, которые могут нести информацию о наличии злокачественных новообразований. Для этого необходимо определить характерные длины волн отражения от злокачественных меланом или базалиом, что может вызвать необходимость дополнительных исследований.

Рассмотрим, какой общий объем информации может быть передан при многоспектральной обработке изображений. Для этого используем методику, развитую в работе [3]. Принимая во внимание наличие трех видов информации, передаваемых при многоспектральной обработке, а именно, пространственной (по каждой из двух координат), спектральной и градационной, можно считать, что общий объем информации может быть описан как [4]

$$I = N_x N_y N_\lambda \log_2(m+1), \quad (1)$$

где N_x и N_y – число независимых разрешаемых элементов изображения по координатам x и y , N_λ – число субизображений, получаемых в процессе обработки, а m – число передаваемых градаций яркости в каждом из элементов, не считая нулевой градации [4].

Очевидно, что не все субизображения и не все их пространственные элементы одинаково ценны с диагностической точки зрения. Однако, исходя из одной из наших концепций – необходимости обеспечения при научном исследовании информационной избыточности, не следует отбрасывать те информационные элементы, которые на первый взгляд не содержат ценных данных. Тем более, что, на наш взгляд, в некоторых случаях при решении поставленных задач полученных данных может оказаться недостаточно, для постановки диагноза с вероятностью ошибки не выше допустимой. В связи с этим предлагается комплексирование данных, полученных в результате многоспектральной обработки, с данными рентгенографии мягких тканей в области кожного новообразования. Данные рентгенографии позволят получить дополнительную, прежде всего пространственную информацию, с помощью которой можно увеличить надежность принятия диагностического решения.

Структурная схема устройства многоспектральной обработки с комплексированием данными рентгенографии показана на рис.1. В данной схеме полихромный источник света с программно-управляемым спектром формирует пучок света с помощью сигнала, поступающего от ПЭВМ и переключает спектральные интервалы освещения объекта. Через расширитель этот пучок освещает объект, а отраженный от объекта свет через проекционный объектив, подается на вход АОПФ. После фильтрации перестраиваемым фильтром свет, несущий данные о состоянии объекта, попадает на многоэлементный фотоприемник и через встроенный контроллер выделенное монохромное изображение подается на ПЭВМ. Ее программное обеспечение регулирует частоту управляющего сигнала ВЧ-генератора (на рисунке не показан), подаваемого на пьезопреобразователь АОПФ, в результате чего последний последовательно выделяет монохромные субизображения объекта в заданном порядке в пределах диапазона длин волн, который обеспечивает полихромный источником

света. В этой схеме построения устройства многоспектральной обработки изображений управление спектром источника света играет роль грубой настройки по длине волны, а изменение частоты сигнала, подаваемого на АОПФ – роль тонкой настройки.

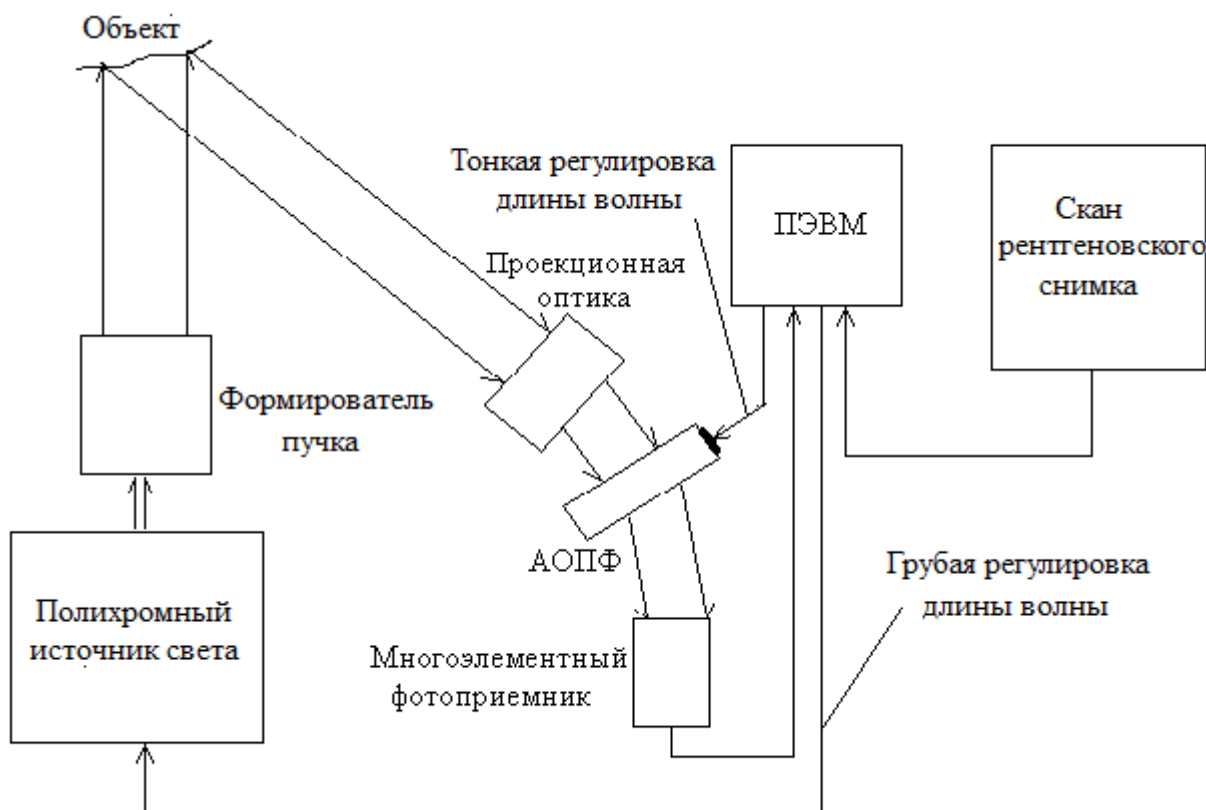


Рис. 1. Структурная схема устройства, обеспечивающего комплексирование данных многоспектральной обработки и рентгенографии.

Основной целью комплексирования данных многоспектральной обработки и рентгенографических данных является получение дополнительной информации о характере кожных новообразований. Таким образом, мы используем для анализа различные виды биомедицинских изображений. Подчеркнем, что рентгеновские снимки мягких тканей также содержат важную информацию [5], касающуюся характера кожных образований пациента, которая, в случае необходимости, может использоваться для устранения неопределенностей, возникающих при анализе данных многоспектральной обработки.

Настоящая работа была поддержана Министерством науки и высшего образования Российской Федерации, государственное задание № 07500780-19-00.

Литература

1. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Многоспектральная обработка изображений биологических объектов с помощью акустооптических устройств / Биомедицинская радиоэлектроника, 2013, вып. 9, с. 70-77.
2. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Принципы измерений информационных и технических характеристик акустооптических систем многоспектральной обработки изображений / Датчики и системы, 2015, №2, с. 61-64.

3. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Информационная производительность систем многоспектральной обработки изображений биологических объектов с применением акустооптических перестраиваемых фильтров // Научная сессия ГУАП: сб. докл.: В 3 ч. Ч. II. Технические науки/ СПб: ГУАП, СПб, 2017, с. 36-40.

4. Гуревич С.Б., Гуревич Б.С., Жумалиев К.М. Проблемы информационной оптоэлектроники. Санкт-Петербург: Наука, 2008, 210 с.

5. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Способ оценки информативности рентгеновских снимков // Патент РФ на изобретение № 2306675, опубл. 20.09.06, Бюллетень № 26.

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ КЛАССИФИКАЦИИ QRS-КОМПЛЕКСОВ НА ОСНОВЕ ВЕКТОРНОГО ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ЭКГ

Калиниченко А.Н., Лагирвандзе А.К. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Аннотация. Мониторинг работы сердечной мышцы и возможность своевременного обнаружения патологий в ее работе до сих пор считаются одними из главных задач современной медицины, поскольку заболевания сердечно-сосудистой системы являются лидирующими среди причин смерти пациентов. Данная статья посвящена разработке нейросетевого алгоритма бинарной классификации QRS-комплексов ЭКГ на формы, относящиеся к фоновому ритму и отклоняющиеся от него. В качестве методов были использованы принципы векторного преобразования сигналов, где в роли координат вектора принимаются значения каждого из отведений в отдельный момент времени. В работе были исследованы три варианта анализа классификации для повышения устойчивости алгоритма к потерям каких-либо составляющих ЭКГ сигнала: с использованием одного, двух и трех отведений. Предварительно все отведения подвергались фильтрации от различного рода шумов с помощью сплайн-интерполяции и цифровых фильтров. Для непосредственного проведения классификации была разработана нейронная сеть прямого распространения с одним скрытым слоем и с использованием методов, снижающих вероятность переобучения. Результаты работы алгоритма продемонстрировали высокие показатели оценки точности: самая низкая точность получена при анализе одного отведения, самая высокая – при анализе всех трех отведений. Таким образом, представленный в статье подход к анализу форм QRS-комплексов может быть взят за основу для дальнейшей разработки более устойчивого алгоритма распознавания нарушений ритма сердца.

Ключевые слова: ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММА, ВЕКТОРКАРДИОГРАММА, QRS-КОМПЛЕКС, КЛАССИФИКАЦИЯ, ФИЛЬТРАЦИЯ СИГНАЛОВ, ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ, НЕЙРОННЫЕ СЕТИ.

Введение. На сегодняшний день большое распространение получили приборы, осуществляющие контроль за состоянием работы сердца – кардиомониторы. В таких системах первостепенным элементом анализа является обнаружение QRS-комплексов ЭКГ, а также классификация их форм [1]. Трудности при проведении классификации QRS-комплексов связаны с разнообразием форм ЭКГ у разных пациентов, а также сложностью выделения каких-то «образцовых» форм сигнала. Кроме того, имеет место наличие помех, искажающих форму ЭКГ, связанных с дыханием, изменением состояния или положения

пациента. В связи с этим анализ ЭКГ должен включать в себя предварительную обработку сигнала [1, 2, 3].

Целью данной статьи является разработка точного и помехоустойчивого алгоритма для классификации форм ЭКГ. В основе метода, рассматриваемого в работе, лежит представление сигнала ЭКГ в векторном виде. В качестве координат векторов (X, Y, Z) принимаются отсчеты трех отведений. Данный алгоритм включает в себя все три возможных варианта анализа: с использованием одного, двух и трех отведений ЭКГ, так как иногда невозможен полный анализ всех отведений по причине сильной зашумленности или утери одного из них.

Методы. Данные, по которым производилась разработка алгоритма классификации форм QRS-комплексов и последующее его тестирование, представляют собой набор из 48 записей трехканальной электрокардиограммы. Общее количество отсчетов в каждой записи составляет 15000, частота дискретизации равна 250 Гц. Также на этапе разработки использовались файлы с известными границами кардиоциклов и верификацией их форм.

1. Предварительная обработка. Первоначально выполнялось удаление линейного тренда с целью исключения постоянной составляющей в сигнале. Затем для устранения низкочастотного шума, связанного с дыханием и плохим контактом электродов, использовалась сплайн-интерполяция [3]. В качестве узлов для построения сплайна принимались точки на PQ-сегменте. Для удаления остаточных помех использовалось два цифровых фильтра верхних и нижних частот с частотами среза 3 Гц и 100 Гц, соответственно. Они реализовывались как фильтры Баттерворта с нулевым фазовым сдвигом, который обеспечивается с помощью двукратной фильтрации в прямом и обратном направлении [1].

2. Метод векторного представления сигнала. Векторкардиографическая кривая строится по трем или двум ортогональным отведениям, представляющим из себя в каждый момент времени значения в декартовой системе координат – X, Y и Z [4]. В данной работе для каждого QRS-комплекса рассчитывался суммарный вектор по формуле 1 сложения векторов в n-мерной системе координат, где $n = 1, 2, 3$.

$$\mathbf{V} = \sum_{i=1}^{i_{\max}} \mathbf{v}_i, \quad (1)$$

где \mathbf{V} – вектор QRS-комплекса; i – номер отсчета в пределах QRS-комплекса; i_{\max} – количество отсчетов в пределах QRS-комплекса; \mathbf{v}_i – вектор для i -го отсчета, имеющий размерность n , в зависимости от числа используемых отведений [4]. Результат преобразования для трех отведений представлен на рисунке 1. Цветом отмечена принадлежность QRS к определенным классам.

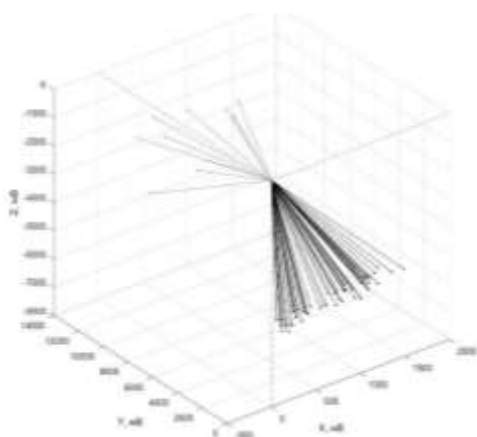


Рис. 1. Векторный вид ЭКГ.

3. Расчет параметров классификации. Для каждой записи ЭКГ сигнала определяется опорный вектор, показывающий доминирующее направление векторов комплексов фонового ритма. Координаты этого вектора определяются как медианные значения координат всех кардиокомплексов, и затем само его значение рассчитывается по принципу, описанному выше (формула 1). После этого, для всех векторов, представляющих каждый QRS-комплекс, подсчитывается проекция на направление этого «медианного» вектора (формула 2), и формируется один сигнал (сигнал проекции), несущий в себе информацию обо всех отведениях ЭКГ [3].

$$P_j = \frac{x_j X + y_j Y + z_j Z}{\sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}}, \quad (2)$$

где P – величина сигнала проекции; j – номер отсчета; x, y, z – значения сигналов 1-го, 2-го и 3-го отведений; X, Y, Z – значения координат вершины «медианного вектора» [4].

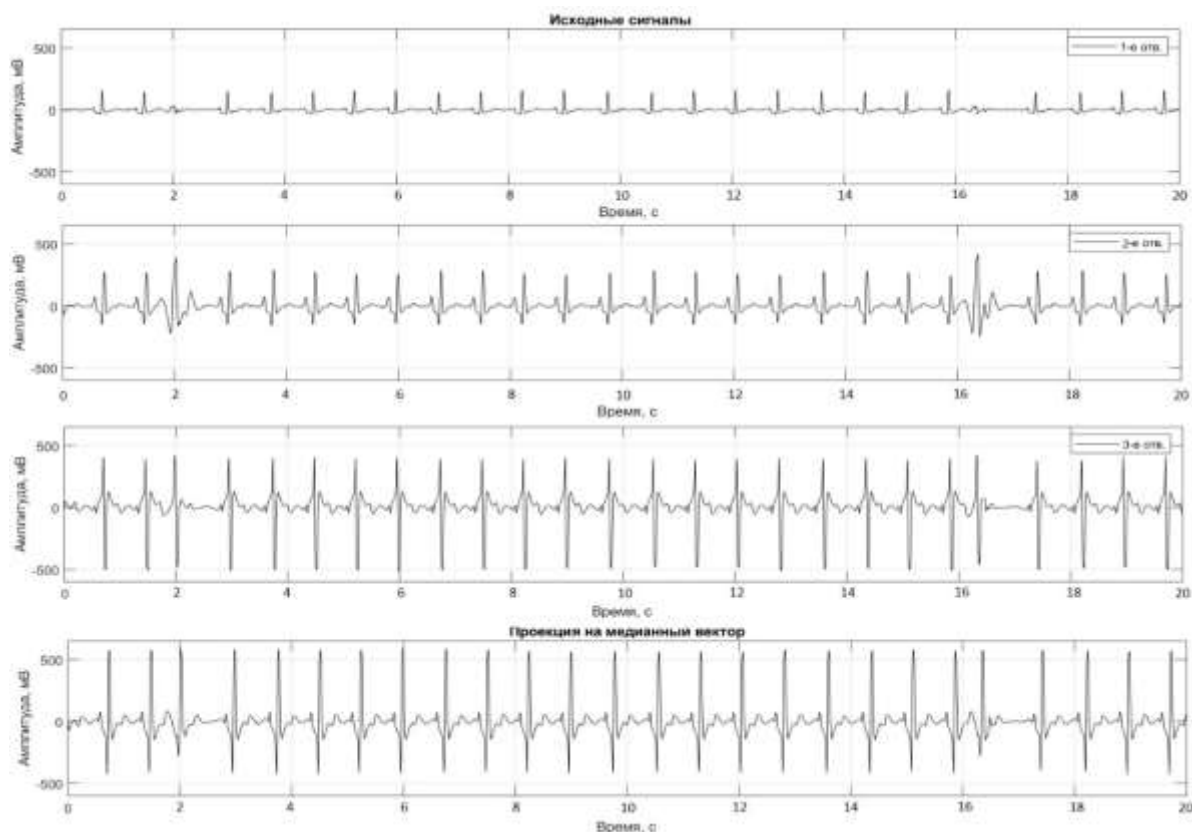


Рис.2. Получение сигнала проекции.

По данному сигналу проекции были рассчитаны параметры формы QRS-комплексов: 1) длительность – T (с); размах – A (мВ); 2) смещение относительно нулевой линии – S (мВ); 3) суммарная площадь волн – P (мВ·с) [2]; 4) оценки спектральной плотности мощности комплекса в диапазоне 3 – 30 Гц, рассчитанные с помощью быстрого преобразования Фурье (БПФ) с шагом 3 Гц; 5) угол между вектором кардиокомплекса и «медианным» вектором – α (рад).

Расчет углов между векторами, относящимися к желудочковым комплексам, и «медианным» вектором производится с помощью формулы 3. Этот признак рассчитывается только для случаев использования двух и трех отведений.

$$\alpha_i = \arccos(\cos \alpha_i) = \frac{\mathbf{V}_i \mathbf{W}}{|\mathbf{V}_i| |\mathbf{W}|} = \frac{x_i X + y_i Y + z_i Z}{\sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2} \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}}, \quad (3)$$

где i – номер QRS-комплекса; α_i – величина угла между \mathbf{V}_i и \mathbf{W} ; $\mathbf{V}_i = \{x_i, y_i, z_i\}$ – значение вектора i -го QRS-комплекса и его координат; $\mathbf{W} = \{X, Y, Z\}$ – значение «медианного» вектора и его координат; $|\mathbf{W}|$ и $|\mathbf{V}_i|$ – модули векторов [4].

4. Разработка классификатора на основе нейронной сети. В качестве классификатора было принято решение сконструировать полносвязную нейронную сеть прямого распространения на языке python с помощью библиотеки Keras [5]. Выбор архитектуры сети выполнялся эмпирически. Были испробованы сети прямого распространения без скрытого слоя, с одним и с двумя скрытыми слоями. Кроме того, была произведена проверка эффективности добавления регуляризации весов (l1- l2-регуляризация) и прореживания (Dropout), способных снижать риск переобучения модели. В первом случае это достигается за счет ограничения значений ее весовых коэффициентов, во втором – за счет удаления (присваивания нулей) случайно выбираемых признаков на этапе обучения [5]. Таким образом, в результате экспериментов было принято решение сконструировать сеть с 64 входными нейронами с одним скрытым слоем с добавлением L2-регуляризации и прореживания, так как именно эта архитектура сети показывает более стабильные результаты в рамках поставленной задачи.

В данной работе выполнялась бинарная классификация QRS-комплексов на два вида: «норма» и «патология». Входными данными являлись две матрицы: первая матрица включала в себя нормированные по среднему значению признаки (параметры форм ЭКГ) для всех записей ЭКГ; вторая – известные номера классов «0» и «1». Так как имеется небольшой набор данных, то для более надежной оценки качества модели было принято решение применить перекрестную проверку по K блокам. Суть ее заключается в разделении данных на K блоков (в данном случае $K = 5$), создании K идентичных моделей и обучении каждой на $K-1$ блоках с оценкой (тестированием) по оставшимся блокам. По полученным K оценкам вычислялось среднее значение, которое и представлялось как оценка точности модели [5].

Результаты. На рисунках 3 – 5 показаны результаты оценки точности и потерь на этапе обучения и проверки в течение 100 эпох.

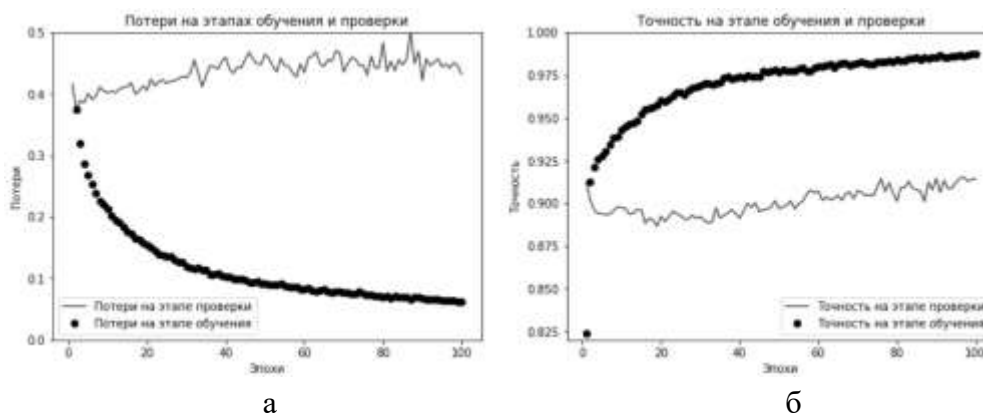


Рис. 3. Графики оценок потерь и точности для случая использования одного отведения.

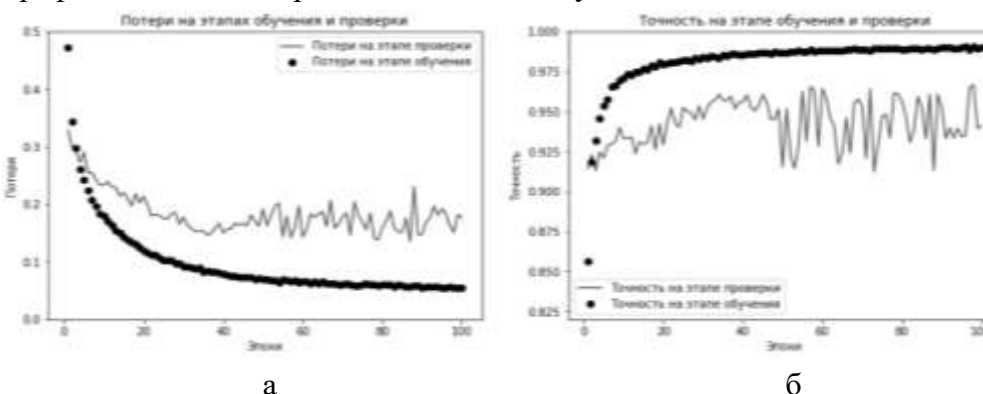


Рис. 4. Графики оценок потерь и точности для случая использования двух отведений.

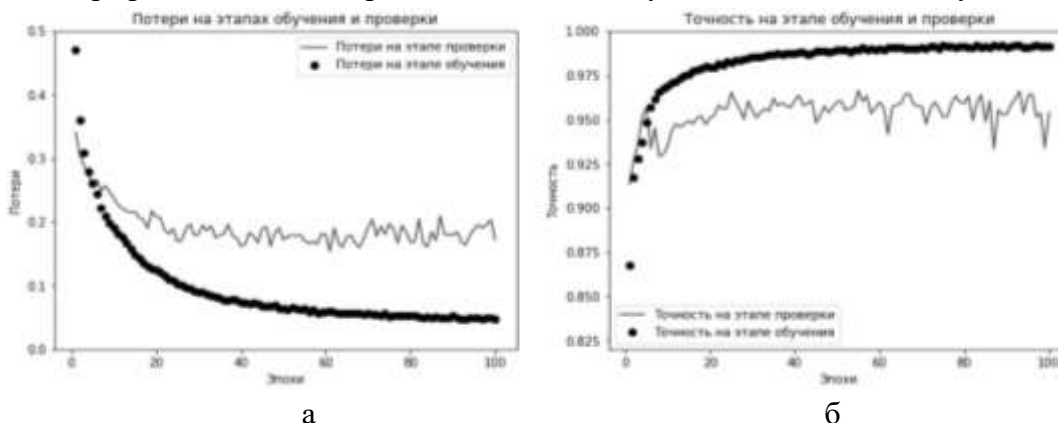


Рис. 5. Графики оценок потерь и точности для случая использования трех отведений.

Как видно из верхних рисунков, более стабильную и точную работу нейронная сеть демонстрирует для случая использования трех отведений. Это можно оценить как визуально (на рисунках 3 и 4 нейронные сети показывают более низкую стабильность, о чем свидетельствуют скачки на кривых), так и количественно: при анализе трех отведений НС показывает наилучший результат по сравнению с двумя оставшимися случаями: максимальная точность составляет около 96%.

Тем не менее, разработанный алгоритм успешно справляется с задачей бинарной классификации, показывая значения точности более 90% для всех трех случаев. Вышеперечисленные показатели работы данного метода на основе векторного представления сигналов подтверждают результативность и возможность его применения в качестве альтернативы привычному скалярному представлению сигналов ЭКГ.

Перспективы развития. Дальнейшим этапом развития и усовершенствования предложенного метода будет разработка точного алгоритма определения границ QRS-комплексов, а также создание модели нейронной сети для классификации на несколько классов и распознавания разного вида патологий. Также стоит уделить внимание увеличению помехоустойчивости алгоритма и его быстродействию.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 19-07-00963 А.

Литература.

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов: практический подход. Москва: Физматлит, 2007. 440 с.
2. Немирко А.П., Манило Л.А. Калиниченко А.Н. Математические методы анализа биомедицинских данных. СПб: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2013. 175 с.
3. Калиниченко А.Н. Алгоритмы анализа сигналов в медицинских приборах и системах. СПб: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2011. 88 с.
4. Литова Г.Г., Ханукаева Д.Ю. Основы векторной алгебры. Москва: РГУ нефти и газа им. И.М. Губкина, 2009. 90 с.
5. Шолле Ф. Глубокое обучение на Python. СПб: Питер, 2013. 400 с.

АНАЛИЗ ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ ПО ЭКГ НА ОСНОВЕ ПРИЗНАКОВ ПРЕДСЕРДНОЙ АКТИВНОСТИ И РЕГУЛЯРНОСТИ РИТМА

Калиниченко А.Н., Моторина С.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

Аннотация. К числу наиболее важных функций аппаратуры контроля ЭКГ относится выявление нарушений сердечного ритма. Одним из наиболее распространенных и опасных нарушений ритма является фибрилляция предсердий, которая может вызвать инсульт и даже привести к смерти. На сегодняшний день существует множество алгоритмов выявления этого заболевания, при этом точность лучших из них не превышает 94.5%. В настоящей работе представлен метод обнаружения фибрилляции предсердий, отличающийся высоким уровнем специфичности, что позволяет избежать гипердиагностики при анализе этого нарушения.

Ключевые слова: АВТОМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ЭКГ, ФИБРИЛЛЯЦИЯ ПРЕДСЕРДИЙ, РЕГУЛЯРНОСТЬ РИТМА.

Введение

Одним из наиболее опасных видов нарушений сердечного ритма является фибрилляция предсердий, поэтому её своевременная и надёжная автоматическая диагностика является важнейшей функцией приборов и систем мониторинга сердечного ритма человека. Фибрилляция предсердий проявляется на ЭКГ в виде хаотично возникающих желудочковых комплексов, в промежутках между которыми наблюдаются волны спонтанной активности предсердий. Большинство существующих на сегодняшний день алгоритмов распознавания фибрилляции предсердий можно разделить на три основные группы. В первую группу входят алгоритмы, основанные на выявлении нерегулярностей в последовательности RR-интервалов, во вторую – основанные на установлении факта

отсутствия Р-волны в кардиограмме. К третьей группе относятся алгоритмы, сочетающие в себе оба описанных выше подхода.

В настоящей работе представлен подход, который заключается в обнаружении признаков, нехарактерных для фибрилляции предсердий. Таким образом, диагностика этого нарушения происходит методом исключения, «от обратного». Этот подход реализован в двухэтапном методе выявления фибрилляции предсердий.

1. Набор экспериментальных ЭКГ-данных

Для проведения исследования использовались фрагменты холтеровских записей ЭКГ в 12-ти отведениях длительностью по 5 минут. Выборка сформирована из записей, сделанных в ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России, и представлена следующими типами ритма:

- синусовый ритм (50 фрагментов);
- фибрилляция предсердий (70 фрагментов);
- трепетание предсердий (12 фрагмента);
- желудочковая экстрасистолия (20 фрагментов);
- наджелудочковая экстрасистолия (20 фрагментов);
- синусовая аритмия (10 фрагментов);
- предсердная тахикардия (6 фрагментов);
- блокада левой ножки пучка Гиса (1 фрагмент);
- блокада правой ножки пучка Гиса (1 фрагмент);
- атриовентрикулярная блокада (2 фрагмента).

Для оценки эффективности предложенного подхода использовалась база данных MIT-BIH AF Database, содержащая записи ЭКГ с фибрилляцией предсердий и доступная на сайте “www.physionet.org” [1].

2. Описание алгоритма распознавания фибрилляции предсердий

Предложенный алгоритм основан на обнаружении признаков, нехарактерных для фибрилляции предсердий, и состоит из двух этапов:

- оценки регулярности ритма;
- оценки наличия Р-зубца на ЭКГ.

Чаще всего для визуальной оценки регулярности сердечного ритма используется ритмограмма, представляющая собой последовательность вертикальных отрезков, длины которых соответствуют величинам RR-интервалов. Такой способ представления данных подходит для автоматической обработки, но недостаточно удобен для оценки закономерностей и динамики процесса. В предложенном алгоритме используются вектора, каждый из которых является линией фазового портрета (представляющего собой последовательно соединенные точки, абсцисса которых равна текущему RR-интервалу, а ордината – следующему за ним).

Оценка регулярности ритма в текущем фрагменте состоит из трех этапов:

- вычисления признака сходства с синусовым ритмом;
- вычисления признака регулярности аритмии;
- вычисления итогового показателя [2].

Признак сходства анализируемого ритма с нормальным синусовым ритмом определяется как нормированное по числу RR-интервалов количество векторов, длина которых не превышает заданный порог:

$$C_i = \begin{cases} = 1, & L_i \leq L_{\text{п}} \\ = 0, & L_i > L_{\text{п}} \end{cases} \quad i = \overline{1, N}, \quad (1)$$

$$P_1 = \frac{\sum_{i=1}^N C_i}{N}$$

где L_i – длина i -го вектора, $L_{\text{п}}$ – пороговое значение, C_i – счетчик векторов, удовлетворяющих условию сходства с синусовым ритмом, P_1 – признак сходства с синусовым ритмом, N – количество векторов.

Для того чтобы найти пороговую длину векторов $L_{\text{п}}$, использовалось распределение количества векторов N , относящихся к фоновому ритму, и векторов, относящихся к аритмии, по длинам L . Для этого распределения рассчитывалась ошибка \mathcal{D} , зависящая от положения границы между фоновым ритмом и аритмией, которая определялась суммой числа аритмических векторов, попавших в область фонового ритма, и числа фоновых векторов, попавших в аритмическую область. После чего определялось минимальное значение ошибки, а исходя из этого – оптимальное положение границы, которое соответствует 55 мс.

Для вычисления признака регулярности ритма используется счетчик числа пар векторов, разность которых по длинам и по направлениям не превышает пороговых значений:

$$g_i = \begin{cases} = 1, & \begin{cases} L_i - L_j \leq \Delta L \\ L_{i+1} - L_{j+1} \leq \Delta L \\ \beta_i - \beta_j \leq \Delta \beta \\ \beta_{i+1} - \beta_{j+1} \leq \Delta \beta \end{cases} \\ = 0, & \begin{cases} L_i - L_j > \Delta L \\ L_{i+1} - L_{j+1} > \Delta L \\ \beta_i - \beta_j > \Delta \beta \\ \beta_{i+1} - \beta_{j+1} > \Delta \beta \end{cases} \end{cases} \quad j = \overline{1, N-1}, \quad k = \overline{1, N-1}, \quad (2)$$

$$G_k = \sum_{i=1}^N g_i$$

где g_i – счетчик пар векторов, удовлетворяющих условию регулярности, G_k – количество пар векторов, удовлетворяющих условию регулярности, ΔL и $\Delta \beta$ – пороговые значения разности

длины и направления векторов, L_i, β_i – длина и направление оцениваемого вектора, L_j, β_j – длина и направление вектора, с которым он сравнивается.

Максимальный разброс в значениях длины вектора ΔL определялся по данным обучающей выборки графически. Для всех фрагментов с типом сердечного ритма «аритмия» разность между максимальной и минимальной длинами векторов в пучке принималась равной малой полуоси эллипса, охватывающего концы всех векторов в этом пучке. При этом центр эллипса находился на конце самого длинного вектора в пучке. Из всех полученных значений выбиралось максимальное – 185 мс (рис. 1).

Максимальный разброс в значениях угла наклона векторов $\Delta\beta$ определялся эмпирически по данным обучающей выборки, его значение составило 11° . Признак регулярности ритма P_2 определяется как максимальное значение счетчика G_k , нормированное по общему числу RR-интервалов во фрагменте:

$$P_2 = \frac{\max_{k=1}^N G_k}{N}. \quad (3)$$

Каждый фрагмент записи, подаваемый на вход алгоритма, отражается в двумерном пространстве признаков P_1 и P_2 в виде точки. По данным обучающей выборки в пространстве этих признаков была определена область концентрации объектов, относящихся к фибрилляции предсердий. В качестве границы области, соответствующей фрагментам с фибрилляцией предсердий, была выбрана дуга эллипса.

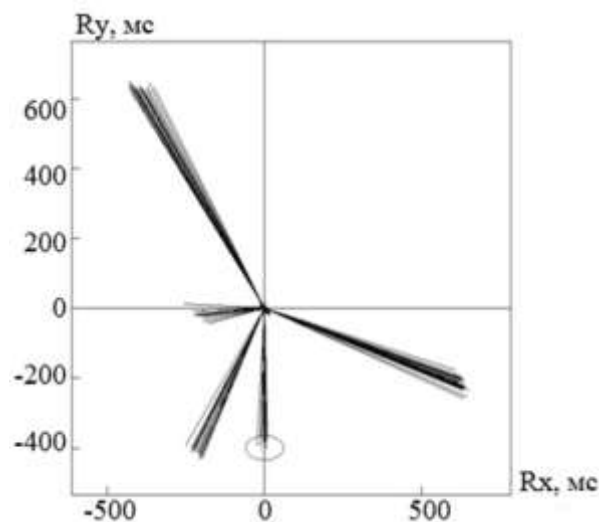


Рис. 1. Определение максимального разброса в значениях длины вектора.

Процедура окончательной оценки регулярности ритма осуществляется в соответствии со следующим правилом: исследуемый ритм относится к нерегулярным (итоговый показатель приравнивается к 1), если попадает в область, ограниченную эллипсом, в противном случае он относится к другим типам ритма:

$$E = \begin{cases} 1 & , \quad \frac{P_1^2}{a^2} + \frac{P_2^2}{b^2} \leq 1 \\ 0 & , \quad \frac{P_1^2}{a^2} + \frac{P_2^2}{b^2} > 1 \end{cases} \quad (3)$$

где E – итоговый показатель, a и b – полуоси эллипса, ограничивающего область нерегулярного ритма. Значения полуосей эллипса определены методом минимизации ошибки при заданном минимальном уровне чувствительности. Оптимальное сочетание этих значений найдено при ошибке 6.81%, уровне чувствительности 93.20% и уровне специфичности 93.19%.

Одним из отличительных признаков фибрилляции предсердий является отсутствие Р-зубца на ЭКГ. В предложенном методе диагностики фибрилляции предсердий этот признак предназначен для повышения специфичности при распознавании этого нарушения ритма. Он используется только в том случае, если ритм признан нерегулярным. Для обнаружения Р-зубца для каждого исследуемого фрагмента записи ЭКГ в каждом отведении формируется образец усредненного кардиокомплекса. На каждом из образцов на интервале до QRS-комплекса определяется положение границ Р-зубца. При этом начальная точка зубца определяется как правая граница первого плоского участка, а конечная точка – как левая граница последнего плоского участка. Плоским считается участок, длительностью не менее 20 мс, в пределах которого размах сигнала не превышает заданной доли от среднего размаха QRS-комплекса.

Для обнаружения фибрилляции предсердий в каждом отведении вычисляется площадь под графиком в пределах условных границ Р-зубца. В случае, если максимальное из вычисленных значений не превышает порогового значения, исследуемый фрагмент относится к фибрилляции предсердий, в противном случае – к другим типа ритма.

В связи с тем, что оценка наличия Р-зубца проводилась лишь в тех случаях, когда сердечный ритм был признан нерегулярным, пороговое значение определялось таким образом, чтобы чувствительность этого признака была максимальной. Это значение определено по гистограмме распределения числа фрагментов Nq по значениям максимальной площади под графиком Sq в области Р-зубца.

3. Результаты тестирования алгоритма

Для оценки качества разработанного алгоритма выявления фибрилляции предсердий использовалась база данных MIT-BIH AF Database. Результаты тестирования приведены в табл. 1. Также в ней приведены данные по другим описанным в литературе алгоритмам, которые проходили проверку на той же базе данных.

Таблица 1

| Алгоритм | T, с | Se, % | Sp, % | Err, % |
|-----------------------|------|-------|-------|--------|
| Предложенный алгоритм | 60 | 90.89 | 96.63 | 5.92 |
| Moody и Mark [2] | 60 | 87.54 | 95.14 | 7.88 |
| Tatento и Glass [3] | 50 | 91.20 | 96.08 | 5.32 |
| Schmidt и др. [4] | 60 | 89.20 | 94.58 | 7.57 |
| Babaeizadeh и др. [5] | 40 | 87.27 | 95.47 | 7.80 |

В таблице T – длительность обрабатываемого фрагмента, Se – чувствительность, Sp – специфичность, Err – суммарная ошибка. По данным таблицы видно, что уровень специфичности предложенного алгоритма превышает показатели других алгоритмов, при этом сохраняется высокий уровень чувствительности. По уровню суммарной ошибки алгоритм уступает лишь алгоритму Tatento и Glass.

Заключение

Предложенный алгоритм выявления фибрилляции предсердий показал хорошие результаты при сравнении с другими известными на сегодняшний день алгоритмами. Дальнейшее его улучшение может быть достигнуто за счёт более точного определения границ эпизодов фибрилляции предсердий. Функциональные возможности алгоритма могут быть расширены для распознавания не только фибрилляции предсердий, но и других нарушений ритма.

Работа выполнена в рамках проекта, исполняемого по гранту РФФИ 19-07-00963 А.

Литература

1. Physionet: the research resource for physiologic signals, www.physionet.org.
2. Moody G.B., Mark R.G. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals. *Computers in Cardiology*, 1983, №10, 227-230 с.
3. Tatento K., Glass L. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and RR intervals. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2001, №39, 664-671с.
4. Schmidt R., Harris M., Novac D. [et.al.] Atrial Fibrillation Detection. Eindhoven, Netherlands: Patent Cooperation Treaty, 2008, 731 с.
5. Babaeizadeh S., Gregg R., Helfenbein E. [et.al.] Improvements in atrial fibrillation detection for real-time monitoring. *Journal of Electrocardiology*, 2009, №42, 522-526 с.

РАЗРАБОТКА МИКРОФОКУСНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА С ПРОГРАММИРУЕМОЙ УСТАНОВКОЙ РАЗМЕРА ФОКУСНОГО ПЯТНА

**Усачёв Е.Ю., Малясов М.Н., Гнедин М.М., Лачаев П.Ю., Валиков В.В.
(ИНПЦ «СНК»)**

Известен способ установки оптимального размера микрофокусного пятна рентгеновской трубки с помощью постоянного магнита, установленного в специальной обойме и перемещаемого по выносному аноду трубки. Магнит фиксируется в выбранном положении, и правильность его установки проверяется по резкости изображения тест-объекта (решётки) на экране цифрового преобразователя. При необходимости операция повторяется до достижения оптимального результата. Пример устройства тест-объекта показан на рисунке 1. Тест-объект №2 выполнен в виде тонкой металлической решётки, закреплённой в кассете из плотного картона, и служит для качественной настройки рентгеновского аппарата. Размеры ячеек решётки, измеренные на электронном микроскопе, показаны на рис. 1.

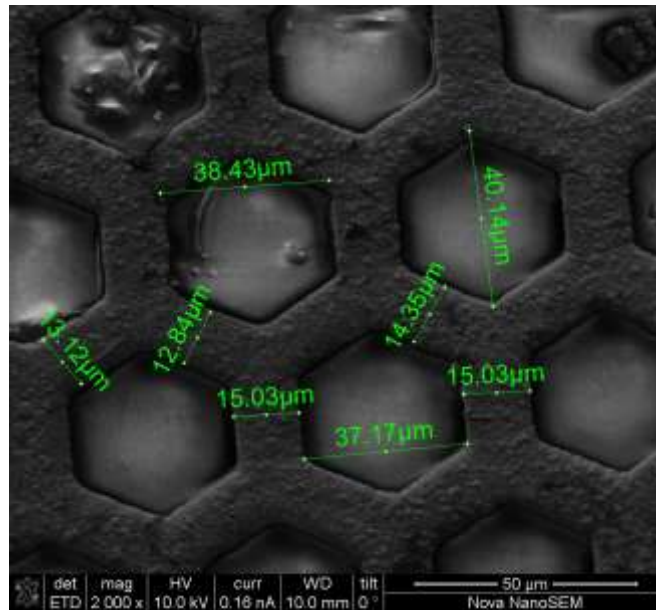


Рис.1 Размеры ячеек решётки тест-объекта.

Такая процедура обычно применяется для настройки работы аппарата в диапазоне напряжений ± 10 кВ. Если потребуются работа в другом диапазоне напряжений, необходима перенастройка аппарата, что вызывает определённые неудобства.

Цель разработки: создание микрофокусного рентгеновского аппарата с системой программируемой установки размера фокусного пятна в широком диапазоне напряжений с шагом 10 кВ.

В качестве базового аппарата использовался микрофокусный р/а РАП 150М.

Внешний вид разработанного р/а РАП МС-2 показан на рисунке 2.



Рис.2. Внешний вид рентгеновского аппарата РАП МС-2:

а – моноблок с микрофокусной рентгеновской трубкой, с установленной на ней подвижной фокусирующей магнитной системой с электроприводом и системой охлаждения, где 1 – выносной анод рентгеновской трубки, 2 – подвижная фокусирующая магнитная система, 3 – электропривод магнитной системы, 4 – шланги системы охлаждения, 5 – бачок системы охлаждения; б – пульт управления.

Определение оптимального положения подвижной фокусирующей магнитной системы рентгеновской трубки при заданном напряжении проводилось на установке, показанной на рисунке 3.

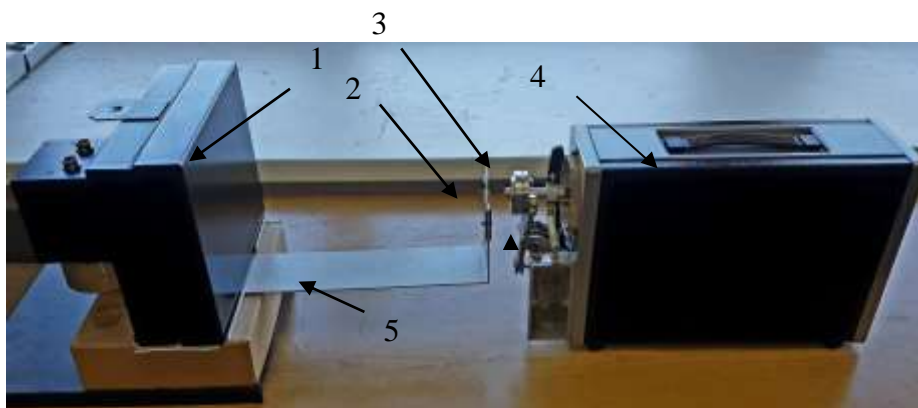


Рис. 3. Общий вид установки для определения оптимального положения подвижной фокусирующей магнитной системы (ПК и пульт управления не показаны):

- 1 – цифровой преобразователь излучения; 2 – тест-объект;
- 3 – подвижная фокусирующая магнитная система с электроприводом;
- 4 – моноблок с микрофокусной рентгеновской трубкой; 5 – установочная рама.

Работа проводилась с использованием полученного ООО «Диагностика-М» Патента РФ №2 674 567 от 11.12.2018г. «Способ измерения размеров эффективного фокусного пятна микрофокусных рентгеновских трубок» и Стандарта предприятия МРАГ. 410200.001.

«Методика измерения размера микрофокусного пятна рентгеновской трубки»

Способ предусматривает использование шарикового тест-объекта, который выполнен из пяти стальных шариков, закрепленных на общем основании из плотного картона и отстоящих друг от друга на конечные расстояния a_{12} , a_{23} , a_{42} , a_{52} (рис. 4).

По результатам вычислений за одно исследование определяются три промежуточных значения размера микрофокусного пятна рентгеновской трубки по оси X и три- по оси Y., что даёт возможность определить среднее значение размера микрофокусного пятна и разброс значений в %.

Определение оптимального положения подвижной фокусирующей системы рентгеновской трубки при заданном напряжении предполагает:

- получение цифрового рентгеновского изображения решётки тест-объекта (рис.1);
- подачу серии импульсов на привод. фокусирующей системы нажатием клавиши «I 0 II» пульта управления при включённом высоком напряжении для повышения резкости изображения решётки;
- визуальную оценку резкости достигнутого изображения и запись в программе координат расположения магнитной системы при заданном напряжении;
- установку шарикового тест-объекта (рис. 4);
- получение цифрового рентгеновского изображения шарикового тест-объекта (рис. 5);
- дифференцирование с помощью ПО «Диада» линейных профилей изображения шарикового тест-объекта по осям X и Y (рис. 5) и построение графиков

дифференцированных линейных профилей (ДЛП) изображения тест-объекта по осям X и Y, пример которых показан на рисунке 6.

Расчеты выполняются в программе Microsoft Excel, входящей в состав пакета Microsoft Office.

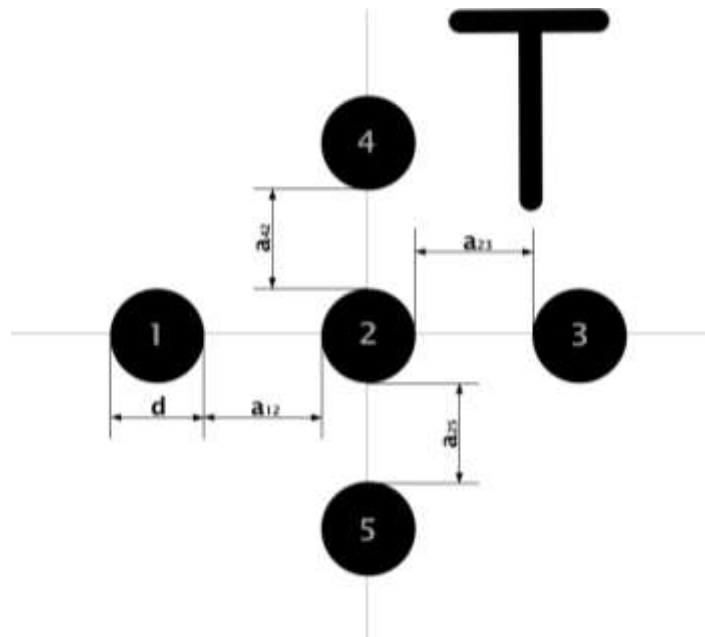


Рис. 4. Схематичное изображение шарикового тест-объекта.



Рис.5. Цифровое рентгеновское изображение шарикового тест-объекта.

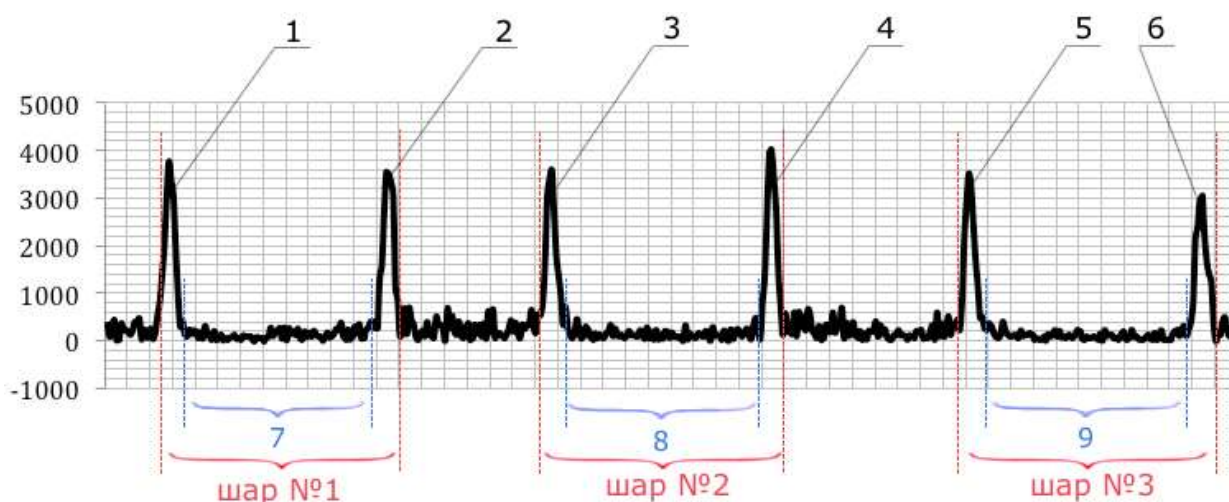


Рис. 6. График, полученный в результате обработки дифференцированного изображения шариков при горизонтальном/вертикальном сканировании.

Далее с использованием полученных графиков проводятся следующие действия:

- определяются координаты центров шариков;
- вычисляется расстояние C между центрами шариков в пикселях;
- находится максимальное I_{max} и минимальное I_{min} значение интенсивности каждого пика путём усреднения численно малых значений интенсивности между соседними пиками по осям X и Y ;

- определяется координата $I_{0,5}$ по формуле (1)

$$I_{0,5} = (I_{max} + I_{min}) \times 0,5 \quad (1)$$

- определяются значения ширины каждого пика на уровне 0.5 от уровня интенсивности в пикселях;

- для определения фокусного пятна используется формула (2)

$$\Phi = a \times X_{0,5} / C \quad (2)$$

где a – расстояние между центрами шариков в $мкм$, $X_{0,5}$ – усреднённая ширина двух пиков одного шарика в сечении 0.5 (по оси X или по оси Y), C – вычисленное по графику расстояние между центрами шариков в пикселях.

Данные измерений для рентгеновского аппарата РАП 150МС-2 зав.№19006881 приведены в таблице 1 и на рисунке 7.

Таблица 1.

| U, кВ | Φ , мм |
|-------|-------------|
| 70 | 0.036486 |
| 80 | 0.053796 |
| 90 | 0.049408 |
| 100 | 0.057309 |
| 110 | 0.061395 |
| 120 | 0.060686 |
| 130 | 0.069918 |
| 140 | 0.062717 |
| 150 | 0.071497 |

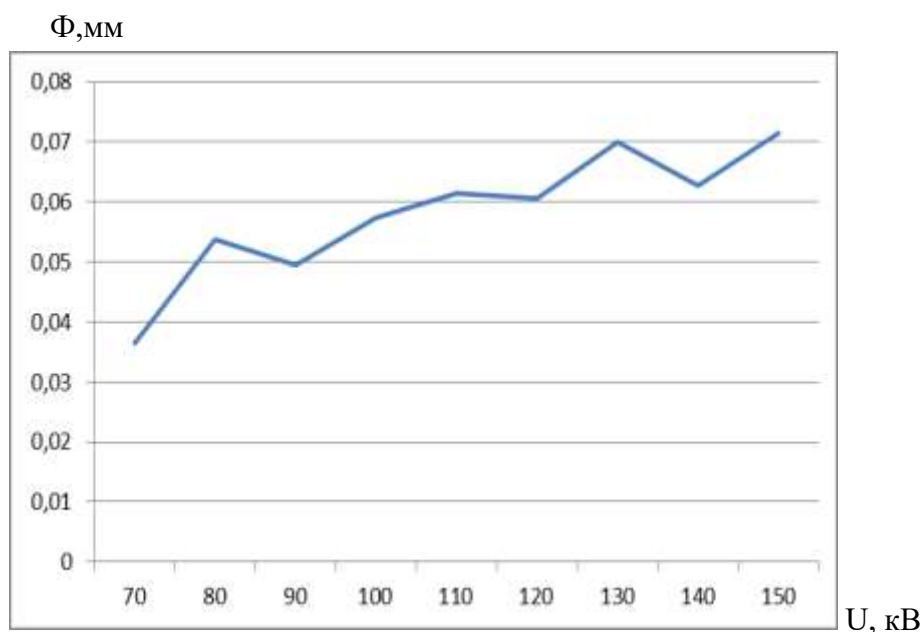


Рис. 7. Данные измерений для рентгеновского аппарата РАП 150МС-2.

ПОВЫШЕНИЕ ПРЕЦИЗИОННОСТИ ВОЛНОДИСПЕРСИОННОГО АНАЛИЗАТОРА СЕРЫ АСВ-2

Гоганов А.Д., Ермолинская В.А, Санжеев П.Д. (АО «ИЦ «Буревестник»)

Содержание серы в топливе является показателем его экологичности и входит в перечень требований, контролируемых в сфере государственного регулирования. Так, Технический регламент таможенного союза ТР ТС 013/2011 "О требованиях к автомобильному и авиационному бензину, дизельному и судовому топливу, топливу для реактивных двигателей и мазуту" устанавливает нормы массовой доли серы для каждого вида топлива в зависимости от экологического класса (К1-К5). С 1 января 2019 года на всей территории Таможенного союза разрешен выпуск автомобильного топлива только класса К5, массовая доля серы для которого не должна превышать 10 мг/кг. Для контроля данного показателя успешно применяется метод рентгенофлуоресцентной спектроскопии с дисперсией по длине волны. Требования к прецизионности измерений указанным методом регламентируются рядом стандартов. На территории России действуют ГОСТ 52660-2006, ГОСТ Р 53203-2008, ГОСТ ИСО 20884-2012, за рубежом распространены ASTM 6334-12 и ASTM 2622-16. Именно этот метод реализован в выпускаемом АО «ИЦ «Буревестник» анализаторе серы волнодисперсионном АСВ-2.

Диапазон измеряемой на анализаторе АСВ-2 массовой доли серы составляет от 3 мг/кг до 50000 мг/кг. Прецизионность анализатора характеризуется показателем повторяемости результатов измерений и в большинстве случаев соответствует требованиям вышеуказанных стандартов. Однако в 2016 году международный стандарт ASTM 2622 был ужесточен, что повлекло несоответствие анализатора АСВ-2 требованиям нового стандарта. В этой связи задача модернизации анализатора стала принципиальной для сохранения возможности сбыта.

Для определения факторов, влияющих на прецизионность АСВ-2 проведен статистический анализ результатов многократных измерений одного и того же образца (ГСО 9515-2010 массовой доли серы в минеральном масле с номиналом 10 мг/кг). Так, выявлено, что наибольший вклад в суммарную погрешность измерений для величины, близкой к нижней границе диапазона измерений, составляет погрешность, обусловленная статистикой счета импульсов в измерительном тракте анализатора. Среднее квадратическое отклонение (СКО) результатов измерений концентрации C_i в образце i при экспозиции T с учетом только статистической погрешности счета импульсов можно определить по следующей формуле:

$$\sigma[C_i] = A_1 \cdot \sqrt{\frac{I}{T}}, \quad (1)$$

где A_1 – величина, обратная концентрационной чувствительности анализатора η , (мг/кг)/с⁻¹; I – интенсивность спектральной линии серы, с⁻¹.

В проведенном эксперименте СКО составило 3.1 мг/кг. Учитывая, что норматив повторяемости в ASTM 2622 для концентрации 10 мг/кг составляет 1.4 мг/кг, то требуется уменьшение статистической погрешности в 2.2 раза.

Из формулы следует, что уменьшить СКО измерений возможно двумя способами:

- повысить концентрационную чувствительность анализатора (достигается уменьшением фоновой составляющей спектра либо повышением интенсивности аналитического сигнала);
- увеличить экспозицию.

Увеличение экспозиции не может рассматриваться в качестве решения проблемы из-за требований к экспрессности получения результатов.

Наиболее рациональным решением в данной ситуации стало повышение интенсивности излучения рентгеновской трубки (РТ) за счет повышения ее мощности. Повышение тепловой мощности, рассеиваемой на выходном окне трубки, компенсировали увеличением массы и заменой марки стали анодной части трубки, а также увеличением толщины выходного окна до 400 мкм. В 2018 году проведены испытания первой экспериментальной трубки БХ7-М в составе анализатора АСВ-2. Результаты представлены в таблице 1.

Таблица 1. Результаты испытаний РТ БХ7-М в различных режимах работы

| Режим РТ | | | Измеренные интенсивности | | Расчетные параметры | |
|----------|--------|-------|----------------------------|-------------------------|-----------------------------------|-------------------------|
| U, кВ | I, мкА | P, Вт | Is (1000), с ⁻¹ | Is (0), с ⁻¹ | η , с ⁻¹ /(мг/кг) | С _{по} , мг/кг |
| 25 | 400 | 10 | 255 | 25.8 | 0.22 | 2.7 |
| 30 | 400 | 12 | 348 | 34.5 | 0.31 | 2.3 |
| 30 | 600 | 18 | 535 | 52.1 | 0.48 | 1.8 |
| 30 | 800 | 24 | 711 | 69.1 | 0.64 | 1.6 |
| 30 | 1000 | 30 | 886 | 85.4 | 0.80 | 1.4 |

Из таблицы 1 видно, что повышение мощности РТ в 3 раза привело к соответствующему увеличению концентрационной чувствительности η , а также уменьшению предела обнаружения $C_{\text{по}}$ в 2 раза.

Многократные измерения ГСО 9515-2010 и статистический анализ результатов были повторены. Режим РТ выбрали 30 кВ, 1 мА, экспозиция 600 с. СКО результатов измерений с учетом только статистической погрешности анализа $\sigma[C_i]$ составила 0.6 мг/кг, что в 5 раз меньше этой же величины, полученной при стандартной комплектации анализатора. Подсчет количества случаев превышения показателя повторяемости нормы, установленной в ASTM 2622 (1.4 мг/кг) показал, что таких случаев было 5 на 88 измерений, что практически соответствует требованиям данного документа (1 случай из 20).

Разработанная в результате реализации данного проекта модернизированная рентгеновская трубка БХ7М вошла в серийный выпуск ЗАО «Светлана рентген». Ей присвоено уникальное наименование 0.03БХ18. Анализатор серы АСВ-2 с новой трубкой повышенной мощности прошел дозиметрические испытания, получил экспертное заключение ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева о соответствии требованиям радиационной безопасности и поступил в продажу на российский и мировой рынок.

Литература.

1. Б.Д. Калинин, Р.И. Плотников. Статистическая погрешность рентгенофлуоресцентного определения следовых содержаний элементов // Аналитика и контроль, 2010, т.14, №4, с. 231-235.

**РЕНТГЕНОВСКИЙ ДИФРАКТОМЕТР ДРОН-8Т –
ВЫСОКОТОЧНЫЙ АППАРАТ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЙ ТОНКИХ ПЛЕНОК И
ВЫСОКОКАЧЕСТВЕННЫХ МОНОКРИСТАЛЛОВ**

*Иванова Т.И., Курсков А.В., Маслов В.Н., Кудашев К.А., Гулев И.Г., Дмитриев Д.А.
(АО «ИЦ «Буревестник»)*

В 2018 году был запущен в серийное производство новый представитель семейства дифрактометров ДРОН – высокоточный многофункциональный дифрактометр ДРОН-8Т (рис. 1).

В эту разработку вошли все достижения ИЦ «Буревестник» по усовершенствованию конструкции гониометра, системы управления и системы регистрации, которые были достигнуты за последние 5 лет.

Повышение технических характеристик дифрактометров ДРОН, прежде всего, угловой воспроизводимости гониометра до 0.0001 град. будет способствовать поддержанию их конкурентоспособности на российском рынке и выходу на внешние рынки.



Рис. 1. Дифрактометр ДРОН-8Т с высокоточным широкоугольным гониометром переменного радиуса.

Основным назначением дифрактометра ДРОН-8Т является проведение исследований в геометрии высокого разрешения для определения ориентации и анализа качества

монокристаллов по кривым качания, для построения карт обратного пространства для эпитаксиальных наногетероструктур и для моделирования структур тонких пленок по рефлектометрическим кривым.

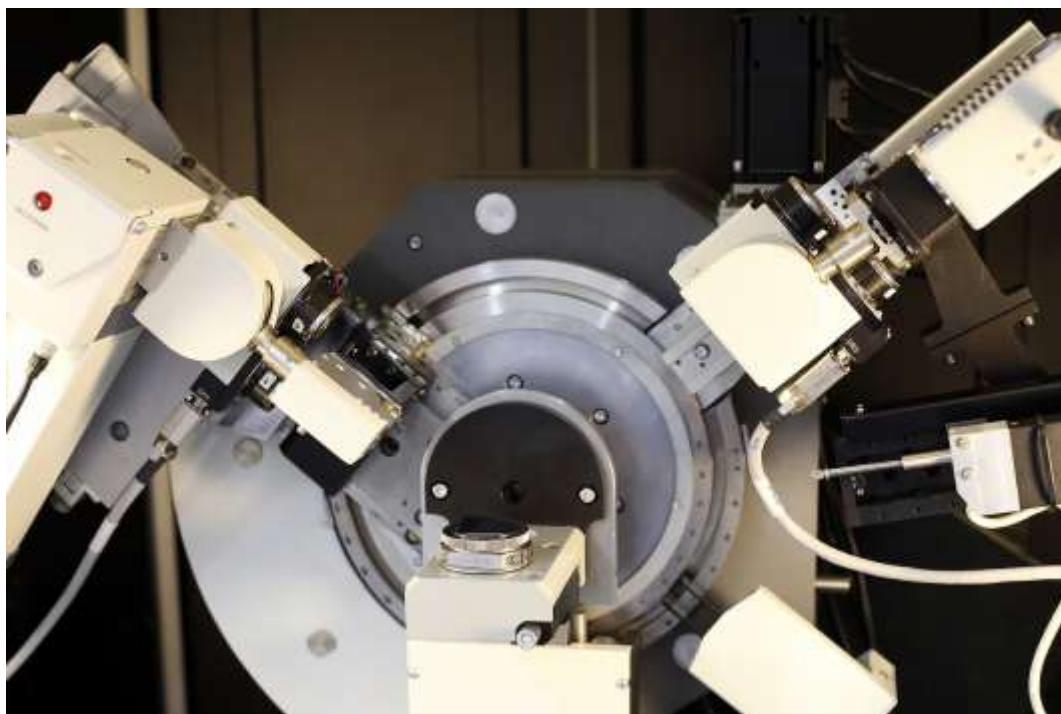
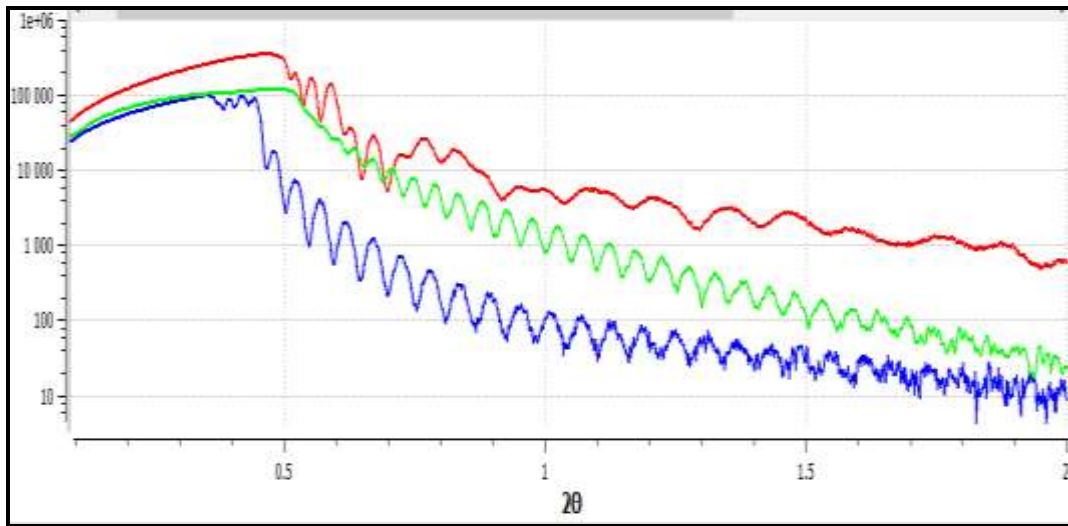


Рис. 2. Конфигурация аппарата с двумя моторизованными монохроматорами для проведения измерений в геометрии высокого разрешения.

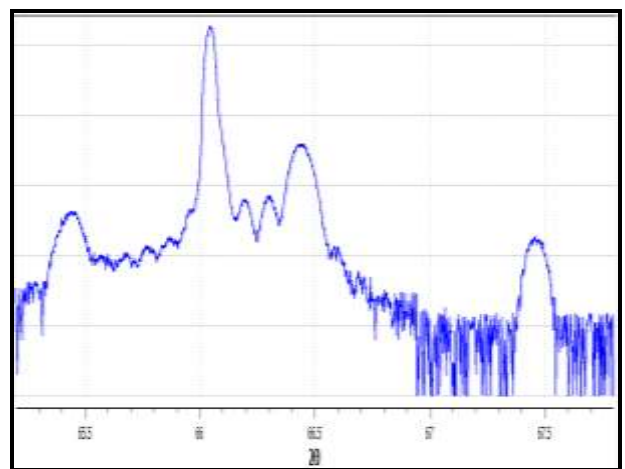
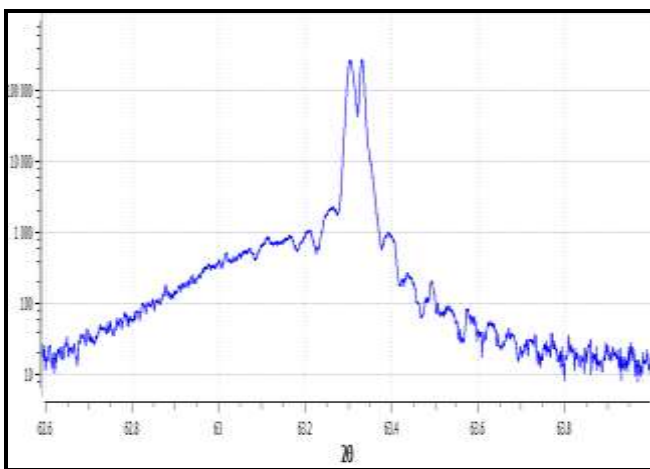
Универсальные моторизованные держатели монохроматоров, разработанные для дифрактометров семейства ДРОН-8 (рис. 2), позволяют устанавливать на первичный и/или дифрагированный пучок плоские или прорезные кристаллы из разных материалов (Ge, Si, SiO₂, LiF и т.д.) с любой ориентацией (111, 100, 110 и т.д.). При этом будет происходить монохроматизация любого излучения (от Mo до Cr) с удалением фона и β -составляющей, а при использовании двух прорезных кристалла-монохроматора – с выделением чистой K α 1 линии с интенсивностью более 1.5 млн. имп/с и угловым разрешением не хуже 12 угл.сек.

Для прецизионного определения ориентации монокристаллов, а также для построения карт обратного пространства для тонких пленок разработана серия опционных приставок. В зависимости от размеров исследуемых объектов дифрактометр может быть оснащен как одноосной приставкой со столиком диаметром 100 мм и весом до 2 кг, так и четырехосным держателем больших образцов, на который можно установить кристаллическую булью диаметром до 200 мм и весом до 50 кг.

Дифрактометр может быть укомплектован одновременно двумя предустановленными системами регистрации, одна из которых базируется на высокоскоростном сцинтилляционном детекторе, другая – на линейном позиционно-чувствительном детекторе с 640 независимыми каналами. Первая система используется для регистрации кривых качания при анализе ориентации и качества монокристаллов, вторая – для построения карт обратного пространства и для экспрессного измерения рефлектометрических кривых.



а



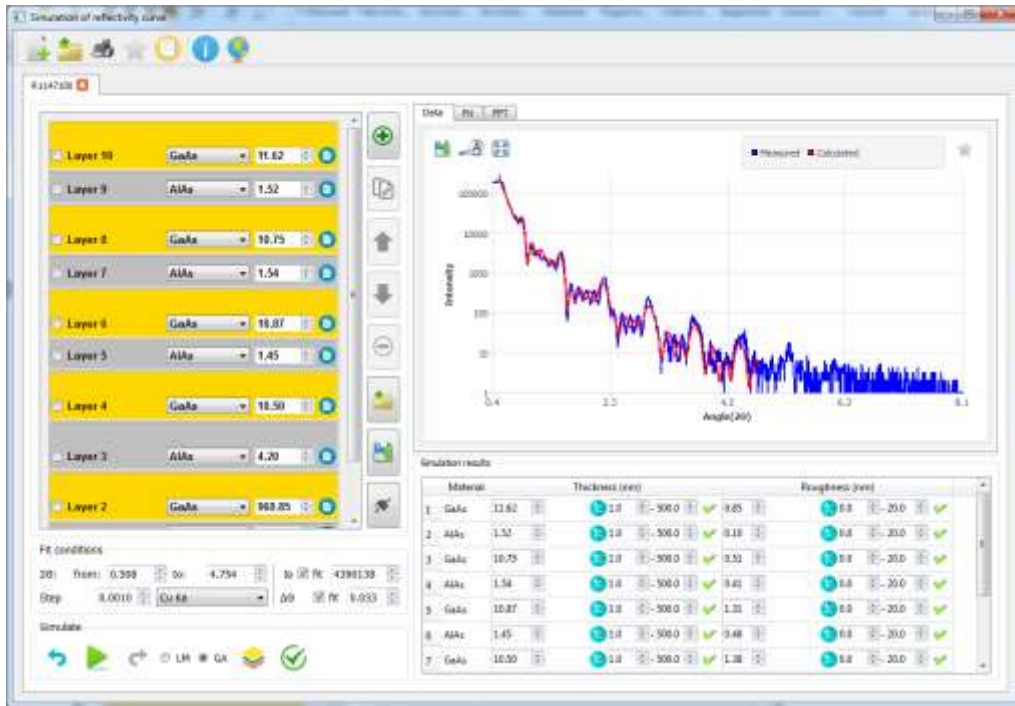
б

Рис. 3. Примеры измерений в геометрии высокого разрешения:

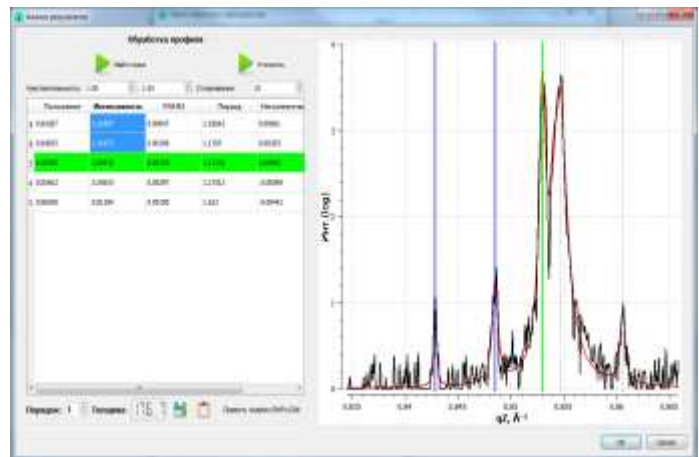
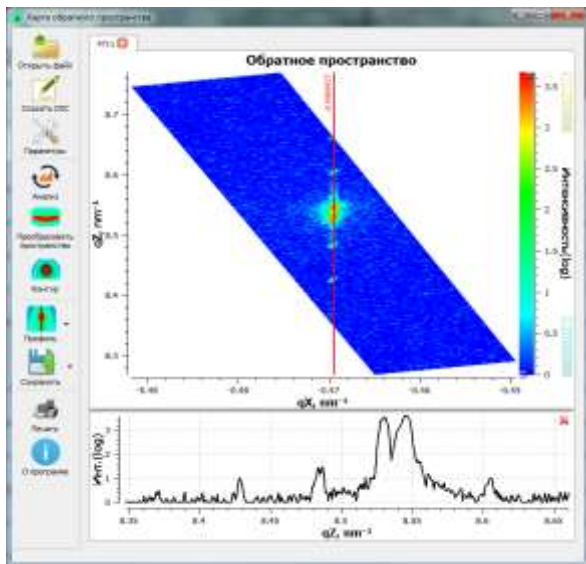
а – рефлектометрические кривые от тонких пленок;

б – 2θ - Ω сканы от эпитаксиальных наногетероструктур.

Для анализа измеренных данных, примеры которых приведены на рис. 3, были разработаны два специализированных программных комплекса, один из которых предназначен для моделирования структур тонких пленок по рефлектометрическим кривым, другой – для расчетов многослойных структур по картам обратного пространства (рис. 4)



а



б

Рис. 4. Интерфейс программного обеспечения для моделирования структур тонких пленок по рефлектометрическим кривым (а) и для расчетов многослойных структур по картам обратного пространства (б).

ОБРАТНО РАССЕЯННОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ В ЗАДАЧЕ ИЗМЕРЕНИЯ ТОЛЩИНЫ

Артемьев Б.В., Артемьев И.Б. (МГТУ им. Баумана)

В статье смоделирована актуальная ситуация, возникающая в полупроводниковой промышленности: необходимость измерения толщины тонкой пленки золота на массивной кремневой подложке. Моделирование процесса измерения толщины напыления металлической пленки на поверхность кремневой пластины проведем методом Монте-Карло. Процесс напыления плохо поддается количественному контролю со стороны источника напыления, поэтому для управления им необходим контроль толщины напыления. Моделирование процесса измерения толщины напыляемой пленки осуществлялось с учетом следующих приближений. Измерения при рентгеновском контроле по способу регистрации излучения относятся к радиометрическим методам, поэтому традиционным подходом к выбору энергии источника излучения является условие максимума отношения сигнал/шум (ОСШ) [1]. При этих измерениях шум определяется как аппаратной погрешностью, так и статистической — флуктуациями зарегистрированных детектором фотонов.

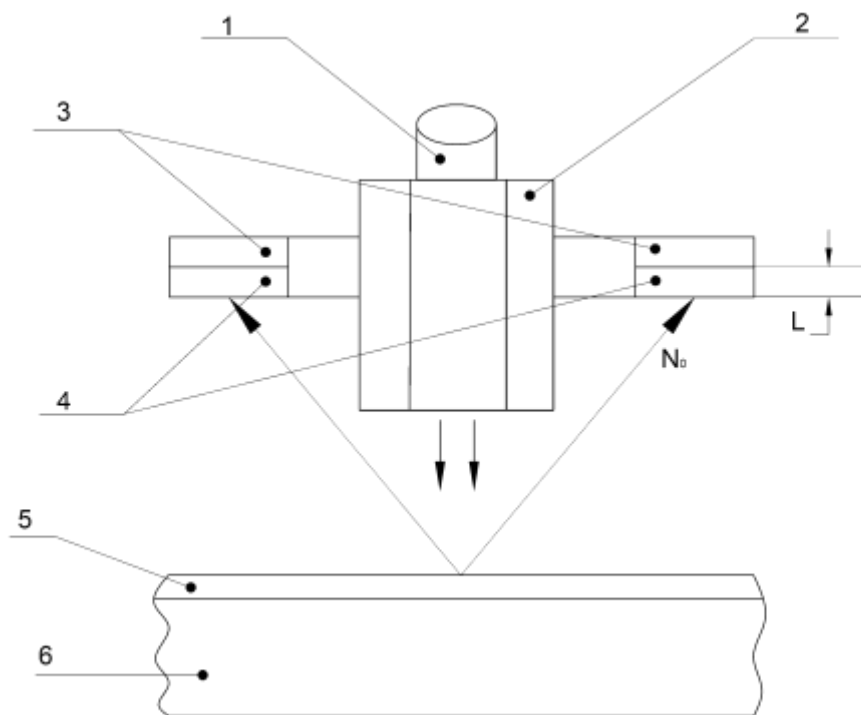


Рис.1. Геометрия эксперимента: N_0 – поток квантов рентгеновского излучения, 1 – источник излучения, 2 – коллиматор, 3 – фотопреобразователь, 4 – сцинтиллятор, 5 – напыляема пленка, 6 – подложка.

Основным параметром системы определяющим ее свойства является энергия зондирующих рентгеновских квантов E .

$$E = \int_0^{U_a} E_0 dE \quad (1)$$

Используя в качестве источника излучения рентгеновский аппарат, мы имеем сплошной спектр, в отличие от моно линий изотопных источников и согласно традиционному подходу:

$$E_{\text{эф}}=2/3U_a \quad (2)$$

где U_a - напряжение на аноде рентгеновской трубки, $E_{\text{эф}}$ - эффективная энергия квантов.

Следующий параметр системы экспозиционная доза D , величина которой зависит от анодного тока трубки I_a , анодного напряжения U_a и времени экспозиции.

$$k_0 = \frac{\Delta d \Delta \mu}{\chi_N} \Phi P \sqrt{N S_D \eta \chi_N} \quad (3)$$

где N - число квантов падающих на поверхность единичной площади за одно измерение; η -

эффективность регистрации квантов детектором; χ_N - радиационный контраст; с учетом стремления $(E) \rightarrow 0$ и $k \rightarrow 1$ ΦP - функция рассеивания будет равна:

$$\Phi P = 1 - \exp\left(-\frac{F \sqrt{S_D}}{f_k h_\varepsilon}\right) \quad (4)$$

ее значение для коллимированного пучка стремится к 1.

Таблица 1. Значения вероятностей обнаружения изменения толщины в зависимости от ОСШ

| ОСШ | Вероятность обнаружения изменения толщины | |
|-----|---|-------------|
| | $f(k_0)$ | $\Phi(k_0)$ |
| 0.5 | 0.692 | 0.383 |
| 1.0 | 0.842 | 0.683 |
| 1.5 | 0.923 | 0.866 |
| 2.0 | 0.977 | 0.954 |
| 2.5 | 0.9935 | 0.9987 |
| 3.0 | 0.99987 | 0.99973 |

Вероятность обнаружения изменения толщины объекта контроля при одностороннем поле допуска, когда за изменение принимается либо утолщение, либо утончение, при условии Гауссовского распределения флуктуаций определяется следующим образом

$$f(k_0) = 1 - \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-k_0}^{+k_0} \exp\left(-\frac{1}{2} k_0^2\right) dk_0 \quad (5)$$

В случае симметричного допуска, когда за изменение толщины принимаются как утолщение, так и утончение вероятность обнаружения изменения падает.

$$f'(k) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-k_0}^{+k_0} \exp\left(-\frac{1}{2} k_0^2\right) dk_0 \quad (6)$$

Вместе с тем для конкретных инженерных разработок имеют значение геометрические параметры системы и технологические ограничения, например первичная фильтрация излучения анодом трубки и защитными конструкциями прибора. Суммарную относительную погрешность измерения σ_{sum} можно представить в виде суммы вносящих наибольший вклад погрешностей:

$$\sigma_{\text{sum}}^2 = \sigma_{\text{см}}^2 + \sigma_{\text{накл}}^2 + \sigma_{\text{эт}}^2 + \sigma_{\text{апрокс}}^2 + \sigma_{\text{фл.числ}}^2 + \sigma_{\text{фл.энер}}^2 \quad (7)$$

где $\sigma_{\text{см}}^2$ – смещение передней кромки изделия относительно плоскости контроля (рис.1), $\sigma_{\text{накл}}^2$ – наклон нормали плоскости контролируемого изделия относительно оси пучка излучения (β), $\sigma_{\text{эт}}^2$ – погрешности изготовления эталонных образцов, $\sigma_{\text{апрокс}}^2$ – погрешности обусловленные несоответствием аппроксимирующих функций реальной функции изменения контролируемой толщины, $\sigma_{\text{фл.числ}}^2$ – флуктуации числа квантов пришедших в детектор в единицу времени (за время одного измерения), $\sigma_{\text{фл.энер}}^2$ – флуктуации энергии отданной квантом рабочему объему детектора за однократное взаимодействие.

Случайная составляющая относительной погрешности имеет нормальное распределение, а систематические погрешности смещают положение центра в ту или иную сторону от истинного, поэтому для получения более точного приближения их влияние на точность измерения будет рассматриваться отдельно. Главной не устранимой случайной погрешностью является квантовая природа шума, как флуктуации числа пришедших к детектору квантов в единицу времени, так и флуктуации величины энергии отданной каждым из них в детекторе.

Наиболее просты в понимании и описании их влияния систематические погрешности $\sigma_{\text{см}}$ и $\sigma_{\text{накл}}$. При наклоне нормали плоскости проката от оси пучка зондирующего излучения, происходит изменение показаний толщиномера на величину пропорциональную косинусу угла образуемого нормалью плоскости проката и осью пучка. Наклон нормали плоскости проката на три градуса приводит к увеличению относительной систематической погрешности на 0.11%. Перемещение контролируемого объекта по оси пучка (рис.1), так же вносит погрешность в измерение по закону обратных квадратов для прямого и обратно рассеянного излучения, например, изменение расстояния между излучателем и пленкой на 2% изменяет сигнал на детекторе на 8%.

Погрешность изготовления эталонных образцов принципиально не устранима и всегда вносит свой вклад в суммарную погрешность измерения. В связи с этим для калибровок приборов нужно применять только сертифицированные эталонные образцы, тогда при расчетах их влияние можно не учитывать.

Погрешности, обусловленные несоответствием аппроксимирующих функций реальной функции изменения контролируемой толщины, имеют нулевые значения в реперных точках, а при смещении от них к центру интервала возрастают. Простейший метод минимизации значений данной погрешности при проведении вычислительного эксперимента - увеличение числа реперных точек для калибровки и использование валидных аппроксимирующих функций.

Для перекрытия динамического диапазона изменения сигнала в 100 раз, достаточно увеличить число разрядов счетчика. Важно понимать разницу между динамическим диапазоном измеряемых толщин и динамическим диапазоном сигналов, получаемых с

первичного преобразователя (в данном случае детектора), так как, изменяя анодное напряжение рентгеновской трубки и спектр излучения можно варьировать динамический диапазон измеряемых толщин при постоянстве параметров вторичного (преобразованного) сигнала, т.е. приводить его к виду удобному для преобразования. Все перечисленные параметры и их влияние на результаты измерений учитывались при проведении вычислительного эксперимента.

Быстродействие системы в толщинометрии определяется временем проведения одного замера толщины. Для того что бы считать режим работы толщиномера в условиях квазиулевой пространственной частоты необходимо, чтобы скорость реакции толщиномера превосходила скорость исполнительной системы в 3 - 5 раз (скорости напыления металла). Для работы в подобных условиях достаточно иметь постоянную времени системы 0,5 – 1 с, что в настоящее время легко реализуемо. Геометрические размеры сечения апертуры пучка на уровне поверхности изделия определим исходя из ГОСТов на шероховатость поверхности обрабатываемого материала, т.е. сечения пучка должно быть больше в 1000 раз размеров допустимой шероховатости поверхности, но возможно минимального размера – получаем круг 2 мм в диаметре.

Температурный и временной дрейф измерительной системы полностью устраняется при калибровке системы, поэтому не учитывался при моделировании.

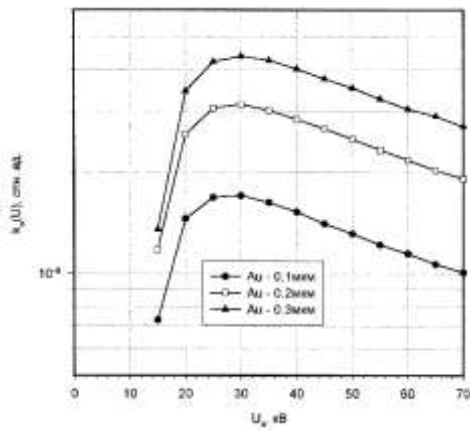
Шум входных каскадов и первичных преобразователей является случайной составляющей погрешности измерения и не может быть устранен при калибровке. Порог допустимого значения данного вида шума не должен превышать $1/3 - 1/5$ уровня сигнала ΔD .

$$D = N_0 S_d e^{-\mu d} \eta \chi N, \quad (7)$$

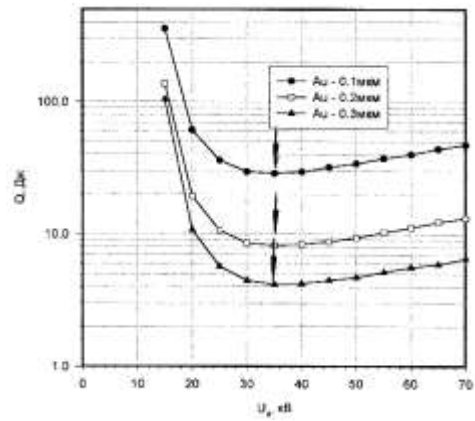
$$\Delta D = N_0 S_d e^{-\mu d} \eta \chi N - N_0 S_d e^{-\mu(d+\Delta d)} \eta \chi N = N_0 S_d \eta \chi N (1 - e^{-\mu \Delta d}). \quad (8)$$

Если аппаратурной погрешностью можно пренебречь по сравнению с квантовыми флуктуациями, то энергию источника выбирают из условия $\mu d=2$ либо из условия $\mu d=1$, если аппаратурная погрешность превышает статистическую. Здесь d - толщина контролируемого изделия, μ - линейный коэффициент ослабления, зависящий от энергии фотонов.

Рассмотрим диапазон толщин пленки от 0.01 мкм до 0.3 мкм. На рис. 2а показана зависимость отношения сигнал/шум $k_0(U)$ от анодного напряжения рентгеновской трубки (U_a) для различных толщин покрытия. Хорошо видно, что для всех толщин в диапазоне от 0.1 до 0.3 мкм оптимальным является диапазон анодных напряжений 25 – 40 кВ. Для уточнения оптимального анодного напряжения и оптимизации ресурсов рентгеновского источника желательно минимизировать энергию единичного измерения (Q). На рис. 2б показана зависимость изменения минимальной энергии единичного измерения Q от анодного напряжения источника излучения. Исходя из анализа обеих зависимостей, можно говорить, что для данных толщин оптимальным анодным напряжением будет значение U_a 25 - 35 кВ, растущее от 25 кВ для минимальных толщин до 35 кВ для максимальных толщин диапазона.

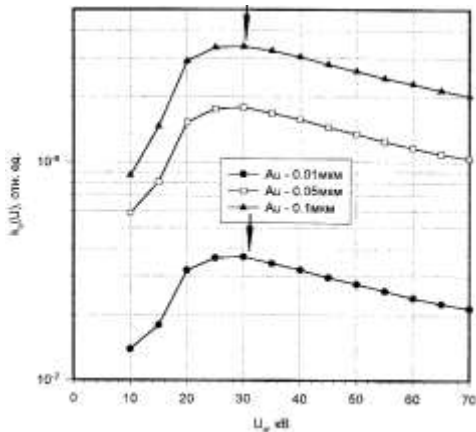


а

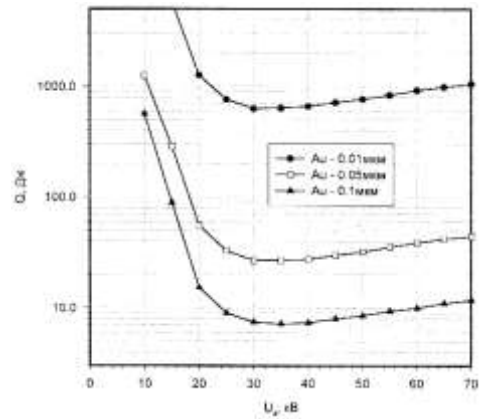


б

Рис.2. а – зависимость отношения сигнал/шум $k_0(U)$ от анодного напряжения рентгеновской трубки; б – зависимость энергии единичного измерения Q от анодного напряжения источника излучения.



а



б

Рис.3. а – зависимость отношения сигнал\шум $k_0(U)$ от анодного напряжения рентгеновской трубки, б – зависимость энергии единичного измерения Q от анодного напряжения.

На рис. 3а и 3б аналогичные зависимости приведены для покрытий толщиной от 0.01 мкм до 0.1 мкм. Оценка тока рентгеновской трубки необходимого для проведения измерений на толщине 0,01 мкм по золоту показала, что при времени экспозиции 1 секунду необходим ток трубки до 20 мА при напряжении 35кВ, т.к. $Q=650$ Дж.

$$I_a = Q/U_a \cdot t_{изм} = 650/1 \cdot 35000 = 18.57 \cdot 10^{-3} \text{ мА} \quad (9)$$

При увеличении толщины пленки до 0.1 мкм значение необходимого анодного тока падает до долей миллиампер, что приемлемо для построения систем, т.к. обеспечено существующими источниками рентгеновского излучения. Следовательно, при помощи рентгеновского излучения измерение толщин ниже 0.02 мкм нерационально. Для решения подобных задач эффективнее применение β излучения.

Литература

1. Рентгеновская толщинометрия металлов. Артемьев Б.В., Машиностроение-1, 2002, Москва, с.104.

КОНСТРУКЦИЯ ВЫСОКОЧАСТОТНОГО НАКАЛЬНОГО ТРАНСФОРМАТОРА ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ

*Клонов В.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»), Потрахов Ю.Н. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»),
Володин А.М. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)*

При разработке рентгеновского аппарата зачастую применяются схемы включения, при которых катод рентгеновской трубки находится под высоким напряжением. Схема с заземленным анодом позволяет эффективно отводить тепло от электрода, что значительно расширяет возможности аппарата как в диапазоне рабочих мощностей, так и в эффективном времени работы (понимается отношение максимального времени непрерывной экспозиции к времени паузы, необходимой аппарату для остывания) [1]. Двухполярная схема вдвое снижает значение модуля максимального напряжения, что значительно упрощает разработку, снижает нагрузку на изоляцию и позволяет уменьшить габариты аппарата. Таким образом, в рентгеновской технике актуальна задача передачи энергии в нить накала, находящейся под высоким напряжением. Классическим методом решения данной задачи является использование трансформаторного источника питания накала (см. рис. 1). Гальваническая развязка позволяет передавать мощность на высоковольтный электрод, а трансформатор позволяет передавать достаточную мощность (до 10-15 Вт.) для обеспечения необходимого нагрева катодной нити.



Рис.1. Использование накального трансформатора в рентгеновском аппарате.

Разработка трансформатора для данных целей представляет серьезную техническую проблему. С одной стороны, необходимо обеспечить высокую надежность конструкции, поскольку изоляция между первичной и вторичной обмоткой должна выдерживать напряжения в десятки киловольт. С другой стороны, трансформатор должен иметь достаточно высокий КПД для возможности применения его в портативных аппаратах с аккумуляторным питанием. В рамках представленной работы предложена конструкция высоковольтного накального трансформатора для обеспечения тока накала до 3 А при напряжении между обмотками до 70 кВ.

В качестве сердечника использовался кольцевой феррит на основе материала N87. При выборе ферритового изделия в первую очередь важна наибольшая относительная магнитная проницаемость материала при высоком значении индукции магнитного поля насыщения. Первый параметр позволит использовать наименьшее количество витков, что критично для обеспечения достаточного напряжения изоляции; высокое значение второго

параметра также влияет на количество витков и максимальный ток намагничивания, который можно пропускать через обмотки. Материал N87 является одним из наиболее оптимальных решений в данном случае. Для формирования переменного напряжения на первичной обмотке используется двухтактный генератор. Для расчета необходимого количества витков первичной обмотки следует определить до какой индукции магнитного поля будет намагничиваться сердечник – чем больше это значение, тем лучше, поскольку количество витков обмоток снижается [2]. Стандартной практикой является использование 80% уровня от индукции магнитного поля насыщения сердечника. Таким образом, количество витков первичной обмотки определяется согласно формуле (1):

$$N_p = \frac{U_{cc}}{S \cdot 0.8 \cdot B_{sat} \cdot f} = \frac{24}{51.26 \cdot 10^{-6} \cdot 0.8 \cdot 0.39 \cdot 10^5} = 15, \quad (1)$$

где S – площадь поперечного сечения кольцевого сердечника, м²; B_{sat} – индукция магнитного поля насыщения материала, Тл; f – частота двухтактного генератора, Гц; U_{cc} – напряжение питания генератора (амплитуда напряжения на первичной обмотке), В.

Для обеспечения на нити накала максимального тока 3 А при максимальном коэффициенте заполнения прямоугольного сигнала на генераторе на вторичной обмотке должно быть переменное напряжение с амплитудой 5 В. Количество витков вторичной обмотки определяется согласно формуле (2).

$$N_s = \frac{N_p}{k} = \frac{N_p \cdot U_{out}}{U_{cc}} = \frac{15 \cdot 5}{24} \approx 4, \quad (2)$$

где k – коэффициент трансформации накального трансформатора; U_{out} – требуемая амплитуда выходного напряжения, В.

Для обеспечения электрической прочности высоковольтной конструкции, первичная обмотка максимально плотно была намотана на сердечник, а вторичная обмотка была сконцентрирована в центре кольца (см. рис. 3).

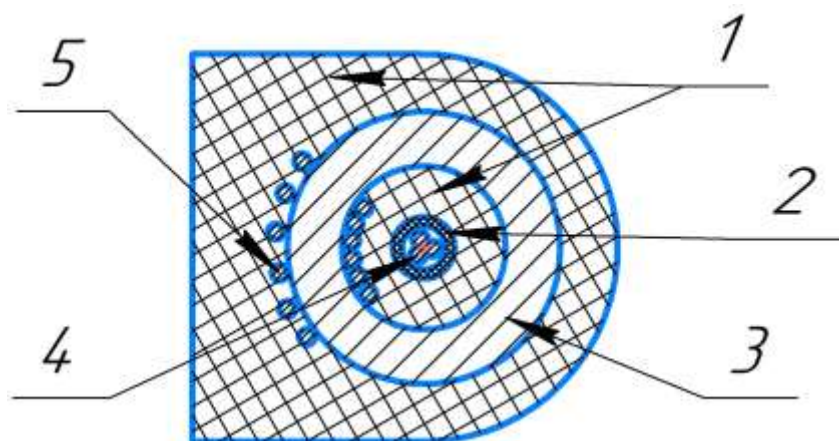


Рис. 3. Срез накального трансформатора: 1–эпоксидная смола; 2–фторопласт; 3–феррит; 4–вторичная обмотка; 5–первичная обмотка.

Поскольку феррит N87 имеет определенную проводимость (около 100 См/м), он становится электродом, через который может произойти потенциальный пробой. Потенциал сердечника будет близок к потенциалу первичной обмотки ввиду ее плотной намотки. В

итоге задача сводится к обеспечению изоляции вторичной обмотки от всех остальных элементов трансформатора.

Внешний вид конструкции трансформатора приведен на рис. 4. Внутренняя изоляция состоит из двух частей: фторопластовая втулка, прилегающая к вторичной обмотке толщиной около 1мм. и слой эпоксидной смолы, заполняющий все оставшееся пространство. Фторопластовая деталь имеет специальные волнообразные наконечники для обеспечения высокого пути пробоя по поверхности детали. В качестве опорного значения для расчетов геометрических параметров ребристости было использовано напряжение пробоя по поверхности 1 кВ/мм, что в два раза меньше теоретического значения. Общая толщина диэлектрика составляет 4мм, при паспортной электрической прочности около 25 кВ/мм конструкция выдержит рабочее напряжение 70 кВ [3]. Сама вторичная обмотка дополнительно помещена во фторопластовый кембрик для дополнительной изоляции. Для удобства монтажа на плату первичная обмотка выведена из корпуса в виде двух ножек под пайку.



Рис. 4. Накальный трансформатор.

Сам корпус трансформатора представляет собой монолитный элемент из эпоксидной смолы, в который встроены сердечник с первичной обмоткой и фторопластовая втулка. Для создания такого рода конструкции были использованы возможности FDM печати. На рис. 5 представлена сборочная конструкция трансформатора. Из водорастворимого пластика PVA изготавливается форма для заливки, состоящая из двух половин. В форму помещаются сердечник с предварительно намотанной первичной обмоткой и фторопластовый изолятор. Вся конструкция заливается эпоксидной смолой и выдерживается в высоком вакууме некоторое время, чтобы вывести все воздушные полости из трансформатора. После застывания форма растворяется в воде, а через втулку продевается первичная обмотка. Поскольку форма изготавливается на 3d принтере, технология достаточно гибкая с точки зрения используемых сердечников; форм-фактор трансформатора можно скорректировать и без временных и финансовых потерь изготовить изделие нестандартной формы или размера.

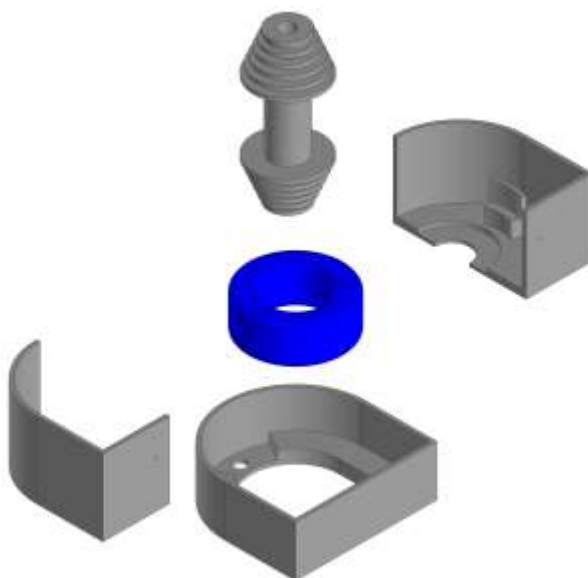


Рис. 5. Изготовление накаливающего трансформатора.

При испытании трансформатора обнаружилось, что напряжение на вторичной обмотке несколько ниже теоретического (при максимальной нагрузке разница составляла около 25%). Данное расхождение объясняется наличием паразитной индуктивности во вторичной обмотке, так как она охватывает очень большую площадь немагнитного материала, по которому не осуществляется передача энергии. Магнитное поле, пронизывающее данные «пустоты» и формирует паразитный параметр, который является причиной потерь, особенно на высокой частоте. Поскольку снижение частоты недопустимо (параметры первичной обмотки рассчитаны на конкретную частоту), единственными методами восстановления необходимого уровня мощности накала является намотка дополнительных витков вторичной обмотки и снижение площади ее контура. Скорректированный трансформатор дал необходимый уровень мощности накала, успешно прошел тестирование на электрическую прочность и на данный момент внедряется в разрабатываемые рентгеновские аппараты.

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

Литература.

1. Klonov, V V., Larionov, I A., Bessonov V.B., Circuit modification and research of operation modes of high-frequency pulsed resonant converter of the X-ray tube power supply, 2018, Journal of Physics: Conference Series, vol. 967, art. 134830
2. Lloyd H. Dixon, Magnetics Design for Switching Power Supplies / URL: https://pearl-hifi.com/06_Lit_Archive/15_Mfrs_Publications/Texas_Instruments/Magnetics_Design_for_Switching_Power_Supplies.pdf
3. Писаренко Г.С., Яковлев А.П., Матвеев В.В. Справочник по сопротивлению материалов / Г.С. Писаренко, А.П. Яковлев, В.В. Матвеев. - 2-е изд., перераб. и доп. - Киев: Наукова думка, 1988. - 734 с.

УСТАНОВКА ДЛЯ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПРОТЯЖЕННЫХ ОБЪЕКТОВ

*Ларионов И.А., Бессонов В.Б. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»),
Потрахов Е.Н. (ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»),*

Рентгенографические методы исследований достаточно широко применяются при контроле объектов различного типа. В настоящее время стремительно развивается аппаратура и программное обеспечение для проведения исследований такого рода, однако остаются задачи по оптимизации контроля объектов нестандартных размеров, в том числе протяженных изделий. Примером таких объектов могут быть разного рода керны, получаемые в процессе бурения, или области соединения различных информационных или силовых кабелей, а также другие объекты схожего типа. Современные решения для проведения рентгенографических исследований указанного вида объектов в основном являются стационарными и не позволяют производить исследования в «полевых условиях», хотя такая задача является весьма актуальной.

Для решения задачи контроля протяженных объектов в «полевых условиях» на предприятии ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» совместно с кафедрой электронных приборов и устройств была разработана рентгеновская установка неразрушающего контроля РУНК-50. Ряд конструктивных решений и наработок был взят из прошлых работ [1, 2]. Данная установка включает в себя:

- Источник рентгеновского излучения (ИРИ);
- Цифровой плоскопанельный детектор (ППД);
- Рентгенозащитную камеру (РЗК);
- Системы перемещения ИРИ и ППД (СП ИРИ и СП ППД);
- Блок контроля состояния установки;
- Персональный компьютер (ПК).

Блок контроля состояния установки состоит из платы релейных переключателей и набора концевых датчиков. Концевые переключатели предназначены для безопасной работы на установке и идентифицируют состояние РЗК (открыта/закрыта), наличия объекта исследования внутри камеры, а также состояния крышки рентгеновского аппарата и крайнего положения систем перемещения. Блок релейных переключателей необходим для принудительной перезагрузки питания отдельных узлов установки. Все функциональные узлы установки управляются по Ethernet каналу. При работе с источником рентгеновского излучения применялись результаты работы по его модернизации [3]. В основе ИРИ лежит рентгеновская трубка 0.39БДМ17-70 (II).

Разработанная система обладает следующими техническими характеристиками:

- Напряжение рентгеновской трубки 50 кВ;
- Ток рентгеновской трубки до 2 мА;
- Размер фокусного пятна 0.5 мм;
- Время экспозиции одного снимка до 10 сек;
- Количество интегрированных снимков для уменьшения шумов до 10;
- Угловой диапазон исследования 0-165°;
- Длина объекта контроля до 500 мм.

Конструктивно установка располагается на подвижном основании (раме), оснащенной колесами: 2 поворотных колеса, 2 колеса фиксированного положения (рис. 1). Поскольку области интереса в контролируемых объектах необходимо исследовать с разных угловых положений, рентгенозащитная камера установки оснащена поворотным механизмом, обеспечивающим ручное вращение РЗК вокруг объекта исследования с диапазоном угла поворота от 0 до 165 градусов с ручной фиксацией в требуемом положении. Заданное положение РЗК контролируется оператором и фиксируется стопорами вручную.

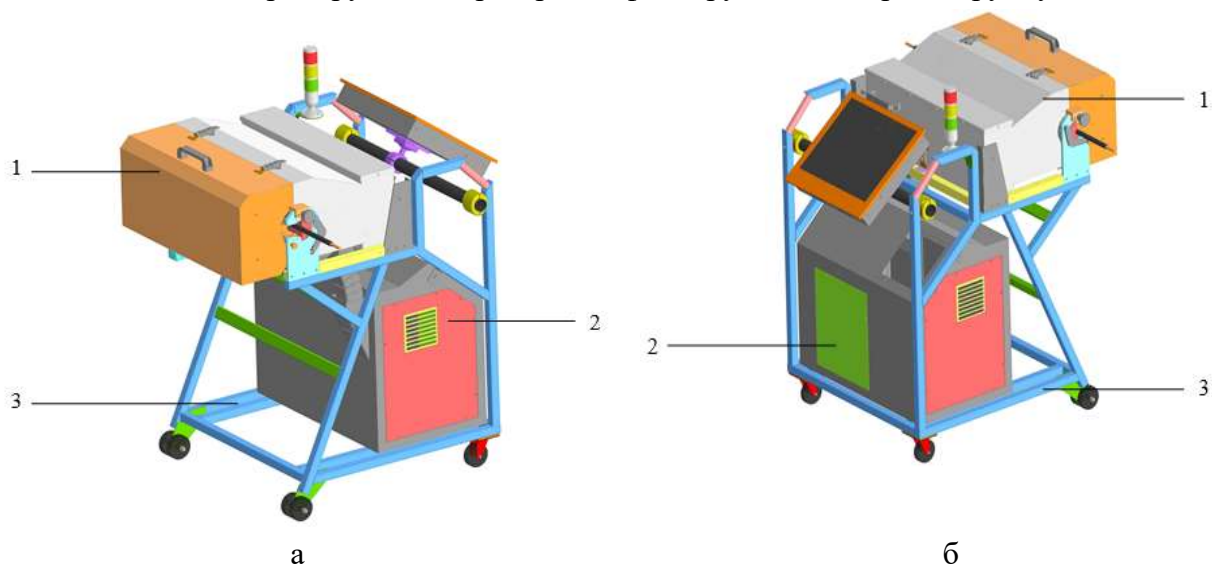


Рис. 1. Рентгеновская установка неразрушающего контроля протяженных объектов РУНК-50 (а – вид спереди, б – вид сзади):

1 – рентгенозащитная камера; 2 – блок электроники; 3 – основание установки.

Для расположения объекта исследования внутри РЗК добавлены специальные проходные отверстия, в которые установлены сменные приспособления для объекта определенного диаметра. Системы перемещений установки позволяют проводить полноценное исследование объекта длиной до 500 мм, при большей длине – необходимо перемещать объект контроля в РЗК. Проходные отверстия оснащены датчиками наличия приспособления и объекта. Управление установкой осуществляется с помощью специализированного программного обеспечения.

Программное обеспечение для управления установкой реализовано на языке C++ с применением фреймворка Qt. Программа устроена по модульному и многооконному принципу и позволяет работать с установкой в трех различных режимах, обеспечивающих разные возможности по использованию и настройке: «Оператор», «Администратор» и «Сервисный инженер». Практическая значимость модульного принципа заключается в возможности практически безболезненной замены одного из функциональных узлов на другой (например, замены ППД) без серьезных изменений в программном коде. Многооконный режим обеспечивает удобный и эргономичный интерфейс для работы с разработанной установкой.

Режим «Администратор» предназначен для добавления и редактирования операторов, которые могут проводить на установке исследования, а также для добавления или редактирования чертежей объектов исследования. В связи с тем, что диапазон возможных перемещений СП ИРИ и СП ППД из-за физических ограничений является постоянным, и

учитывая, что коэффициент геометрического увеличения тоже известен, можно однозначно сопоставить конкретный вертикальный срез объекта его расположению на получаемом рентгеновском изображении исследуемого объекта. Основываясь на этом, для конкретных объектов могут быть характерные точки контроля, которые в данном случае можно задать с помощью чертежа и специальных инструментов (Рис.2). Схематичный чертеж объекта загружается в программу в виде изображений стандартных расширений (*.bmp, *.png, *.jpg), после чего каждому пикселю изображения объекта ставится в соответствие координата СП ИРИ и СП ППД для контроля выбранной точки. Каждая точка контроля в окне программы отображается красной линией, полупрозрачная область по обе стороны от этой линии показывает область объекта, который попадет на рентгеновское изображение в данном положении ИРИ и ППД. Периодически возникает необходимость контролировать объект под разными углами. Конструктивно, как уже было сказано выше, система позволяет проводить исследования в угловом диапазоне 0-165°, поэтому при добавлении характерного объекта исследования для каждой точки возможно настроить углы исследования.

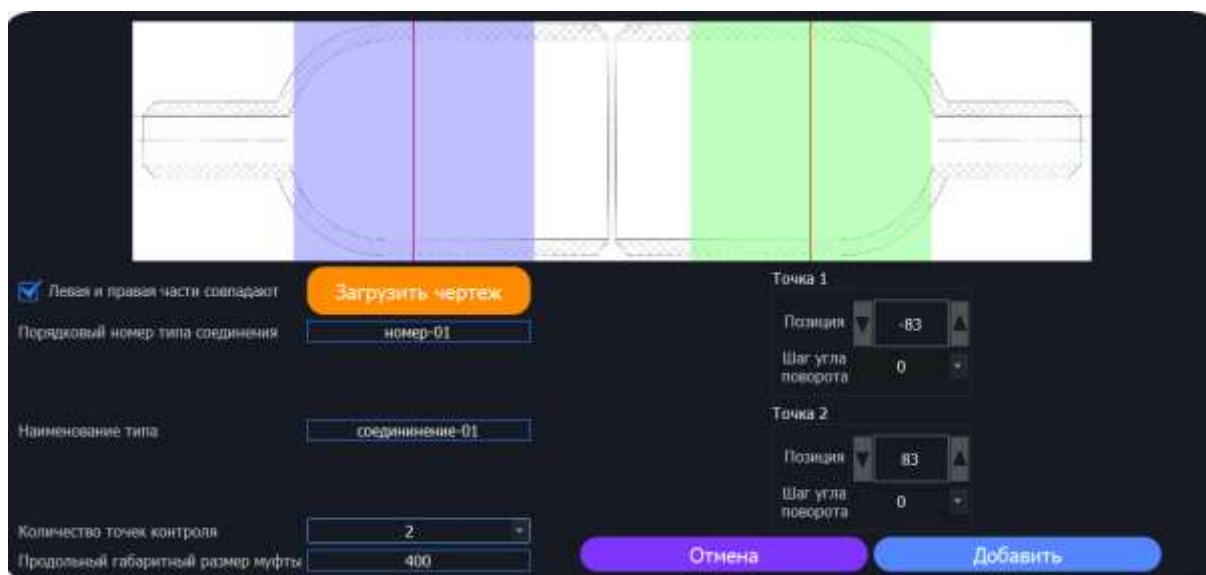


Рис. 2. Инструмент добавления чертежа исследуемого объекта.

В случае контроля различных соединений программа позволяет загружать отдельные обе соединяемые части. Информация о всех добавленных администратором чертежах и операторах хранится в отдельных базах данных.

Исследования в «полевых условиях» обычно подразумевают работу с однотипными объектами контроля, в связи с этим нет необходимости постоянно изменять параметры экспозиции для проведения исследования (напряжение и ток рентгеновской трубки, а также время экспозиции) и их настройка производится в специализированном режиме «Сервисный инженер». Кроме этого, данный режим позволяет проводить калибровку детектора рентгеновского излучения с целью уменьшения влияния неравномерности засветки и битых пикселей на качество получаемых изображений и настраивать ряд внутренних параметров, определяющих алгоритмы и особенности работы установки. Алгоритм калибровки детектора предоставляет возможность получить карту битых пикселей, а также маску усиления на основе работы с 30 темновыми и рентгеновскими снимками «чистого» поля контроля. Режимы «Администратор» и «Сервисный инженер» являются вспомогательными, основным

режимом работы, в котором непосредственно и проводятся исследования служит режим «Оператор».

Конструктивные особенности установки позволяют проводить два типа исследования: либо одиночный снимок в заданной точке, либо серийное исследование на основе добавленного в режиме «Администратор» чертежа объекта исследования. При получении любого снимка программа получает некоторое число темновых снимков для усреднения учитываемого при обработке фона изображения, а также с целью уменьшения шумов позволяет проинтегрировать в одно изображение до 10 снимков.

В рамках одиночного снимка пользователь может переместить ИРИ и ППД в любую физически доступную точку и получить произвольную проекцию исследуемого объекта. Корректность позиционирования определяет выполнение калибровки систем перемещения при каждом запуске программы. В процессе калибровки СП ИРИ и СП ППД двигаются до своих крайних положений, в которых установлены концевые датчики. При срабатывании датчиков перемещения по соответствующей оси останавливаются, и программа ожидает срабатывания датчика по второй оси. Затем исходя из известной длины осей перемещений и смещения центра фокусного пятна относительно центра детектора, происходит перемещение обеих СП в центральное положение, примерно совпадающее с геометрическим центром оси ППД. Данное положение считается программой в качестве начальной точки или 0 мм.

При необходимости контроля объекта в нескольких точках возможно применение серийного алгоритма исследования, в рамках которого происходит последовательное получение набора проекций в различных положениях систем перемещения и угловых позициях. Полный набор проекций для каждого исследования, подобно информации об операторе и объектах, сохраняется в отдельную базу данных исследований. При дальнейшей работе с установкой пользователь может просмотреть проведенные ранее исследования или повторить получение изображения в любой из точек контроля. В различных режимах исследования интерфейс является схожим (рис. 3) и содержит информацию поле изображения, область управления исследованием, а также информационный блок. Данный блок отображает состояние подключения и корректной работы всех функциональных узлов системы, а также имеющихся в конструкции установки концевых датчиков. В случае срабатывания одного из датчиков, программа в целях безопасности прерывает запущенное исследование или запрещает запуск нового.

В случае потери связи с одним из узлов, с целью сохранения текущего исследования и возможности его продолжить, программа с помощью блока релейных переключателей может принудительно перезапустить питание определенного функционального узла и произвести его повторное подключение.

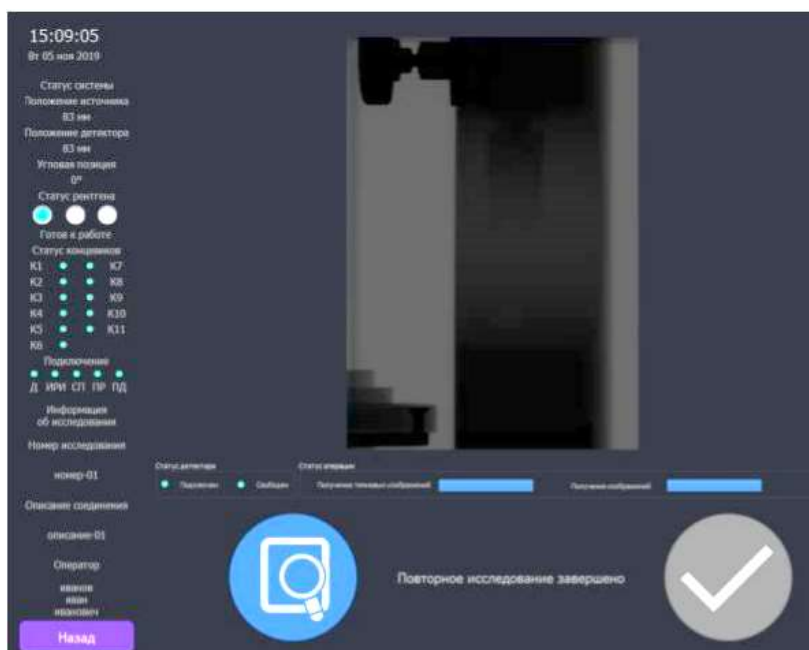


Рис. 3. Основное окно режима повторного исследования.

Важным аспектом в работе с результатами рентгенографических исследований является возможность их обработки и анализа, ведь именно в данных случаях изображения становятся информативнее. Программа для управления установкой РУНК-50 позволяет производить минимальную обработку получаемых рентгеновских изображений, которая заключается в инвертировании, контрастировании, выделении границ с помощью специального фильтра, а также сглаживании и обрезчивании получаемых изображений. В случае необходимости дополнительной обработки результатов, система позволяет экспортировать файлы проведенных исследований в различных форматах (*.bmp, *.png, *.jpg, *.tiff).

Для тестирования работоспособности системы и разрешающей способности было получено рентгеновское изображение двухпроволочного эталона IQI (рис. 4)

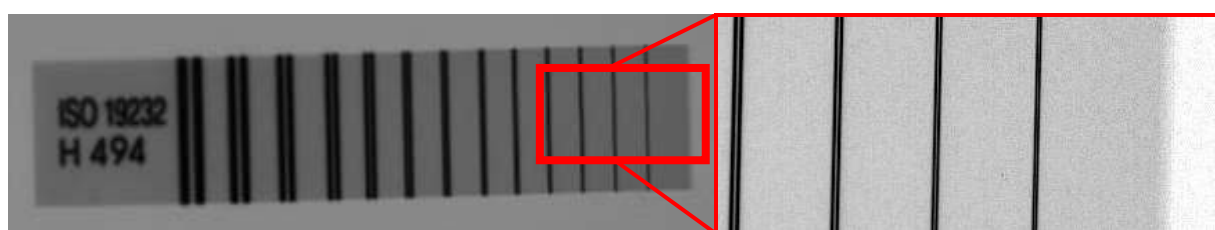


Рис. 4. Полученное изображение эталона IQI.

На основе полученного изображения эталона можно сделать вывод о пространственной разрешающей способности системы – 0.05 – 0.063 мм.

Результатом создания рентгеновской установки неразрушающего контроля РУНК-50, стала полноценно работающая система, позволяющая оперативно осуществлять контроль, в том числе входной контроль, протяженных объектов различного типа. Тестирование работоспособности системы на примере исследования части кабельного соединения признано успешным. Модульный принцип построения программы позволяет без больших проблем как заменить функциональные узлы системы на им подобные или, к примеру, некоторым образом, перестроить процесс получения проекций исследуемого объекта, так и

полностью адаптировать программу для использования в другой установке рентгеновского контроля.

Литература.

1. Бессонов В.Б., Ободовский А.В., Ларионов И.А., Гук К.К. Микрофокусные рентгеновские компьютерные томографы семейства МРКТ: опыт разработки и эксплуатации, 2018, Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии, Труды XIII Международной научной конференции с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова, с. 88-91.

2. Klonov V.V., Larionov I.A., Bessonov V.B. Circuit modification and research of operation modes of high-frequency pulsed resonant converter of the X-ray tube power supply, 2018, Journal of Physics: Conference Series, vol. 967, art.134830.

3. Obodovskiy A.V., Klonov V.V., Larionov I.A. About modernization of the x-ray system for tomographic researches, 2019, AIP Conference Proceedings, vol. 2089, art.146702.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ РЕНТГЕНОЧУВСТВИТЕЛЬНЫХ ЛИНЕЕК DETECTION TECHNOLOGY ПРИ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

***Ларионов И.А., Клонов В.В., Староверов Н.Е., Киселев А.С., Александров И.В.,
Баранов И.М. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

Рентгеновский неразрушающий контроль – один из самых распространенных способов определения качества широкой номенклатуры продукции. При этом, рост промышленного производства неразрывно связан с необходимостью повышения экспрессности контроля при сохранении или улучшении качества полученной информации. При разработке аппаратуры для решения указанных задач, в установках все чаще применяется конвейерный принцип сбора информации. При этом, один из ключевых параметров системы для неразрушающего контроля – пространственная разрешающая способность – практически полностью зависит от характеристик детектора рентгеновского излучения. Повысить пространственную разрешающую способность без изменения таких характеристик можно за счет использования схемы съемки с прямым геометрическим увеличением объектов исследования – микрофокусной рентгенографии [1, 2]. Однако, недостатком такого подхода является ограниченная интенсивность рентгеновского излучения. В работе предпринята попытка определить возможность использования традиционных серийно выпускаемых линейных детекторов рентгеновского излучения на основе ПЗС-линеек в конвейерных системах с микрофокусным источником рентгеновского излучения.

Для исследования возможности создания такого приемника в качестве основного элемента был выбран детекторный модуль фирмы Detection Technology X-Card DE (рис. 1), содержащий рентгеночувствительную ПЗС-линейку. Разрешение выбранной линейки составляет 128 пикселей при размере пикселя 0.8 мм. Минимальное время накопления, которое может обеспечить данный тип ПЗС-линейки равен 200 мкс. Исходя из этого, на считывание изображения размером 128 на 512 пикселей потребуется 102.4 мс. Указанные модули могут использоваться как по отдельности, так и в виде длинных массивов,

соединенных последовательно для создания полноценной матрицы детекторов и соответственно приемника. Для тестирования возможности применения данного модуля в микрофокусной рентгенографии была разработана специализированная программа для получения изображения с используемого модуля, а также был сконструирован стенд для проведения испытаний.

Программа для управления модулем была разработана на основе предоставляемого производителем SDK для работы с ПЗС-линейкой. В пакет SDK входит библиотека X-LIB, предоставляющая классы для работы с аппаратными средствами фирмы Detection Technology. Управление модулем осуществляется с помощью ПК, при этом в основе коммуникации детектора и компьютера лежит Ethernet протокол IPv4 транспортного уровня. К компьютеру модуль подключается не напрямую, а через специальную коммуникационную плату X-GCU. Плата X-GCU предназначена для сбора данных и управления цифровыми рентгеновскими детекторами, к которой подключаются детекторные модули X-Card.



Рис. 1. Детекторный модуль фирмы X-Card DE.

Основным классом для работы является XCommand, используемый для формирования и отправки команд детекторному модулю. Применяя метод установки параметров в данном классе, можно установить число строк для считывания, режим работы модуля (одиночный снимок или видеопоток), время накопления для одной строки и т.д. В случае работы с несколькими модулями детектирования используются методы класса XSystem, позволяющие отправлять широковебательные запросы установки параметров. Непосредственно за получение и работу с изображением отвечает класс XAcquisition. Полученную от объекта данного класса информацию можно сохранить в текстовый файл формата «*.txt» или в виде изображения формата «*.tiff», используя встроенный класс XTifFormat.

Указанные классы легли в основу программы для управления детекторным модулем, которая была реализована на языке C++ с применением фреймворка Qt [3]. Созданная программа позволяет получать с отдельного детекторного модуля одиночное изображение

или видеопоток и отображать их содержимое на форме программы в виде текущего изображения. Для всех получаемых изображений происходит расчет гистограммы и вывод ее на экран (рис. 2) с предоставлением возможности изменения яркости и контрастности изображения. Для управления настройками детекторного модуля программа позволяет задавать следующие параметры: время накопления в миллисекундах и количество считываемых линий.

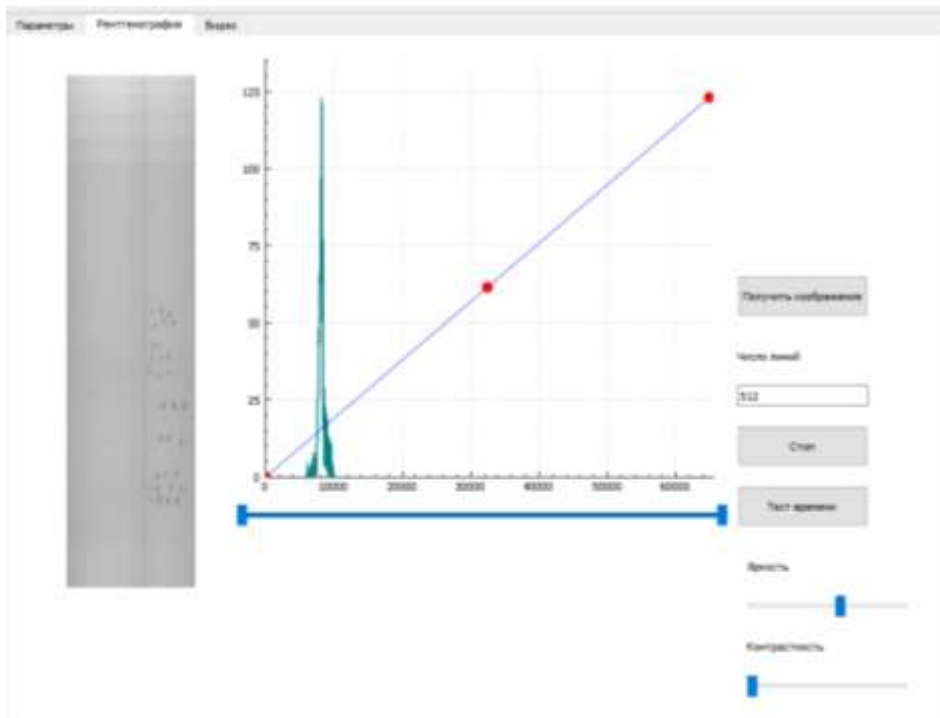


Рис. 2. Интерфейс программы управления детекторным модулем.

Для тестирования работы ПЗС-линейки было собрано два макета с различными системами перемещения. Первый макет состоял из детекторного модуля, микрофокусного источника рентгеновского излучения РАП-100 и конвейера ленточного типа (рис. 3).

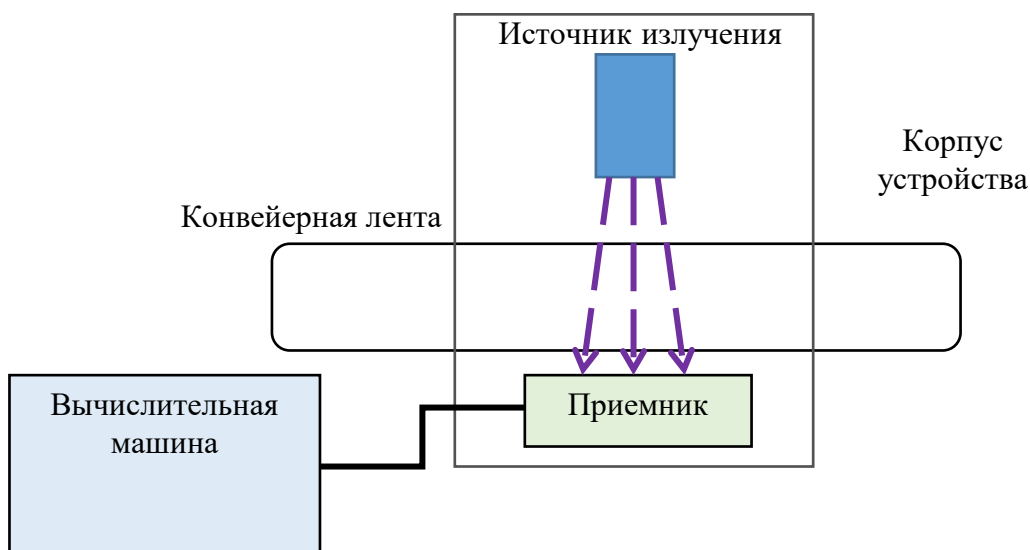


Рис. 3. Схема тестового макета.

В качестве объекта контроля выступали семена подсолнуха, движущиеся по ленте конвейера с различной скоростью. Число считываемых строк для всех экспериментов составляло 512 линий, время накопления 2 мс, а скорость перемещения от 2 до 3.5 м/с. Напряжение рентгеновской трубки 80 кВ при токе в 100 мкА. Полученные в ходе опытов изображения после применения к ним контрастирования представлены на рисунке 4.

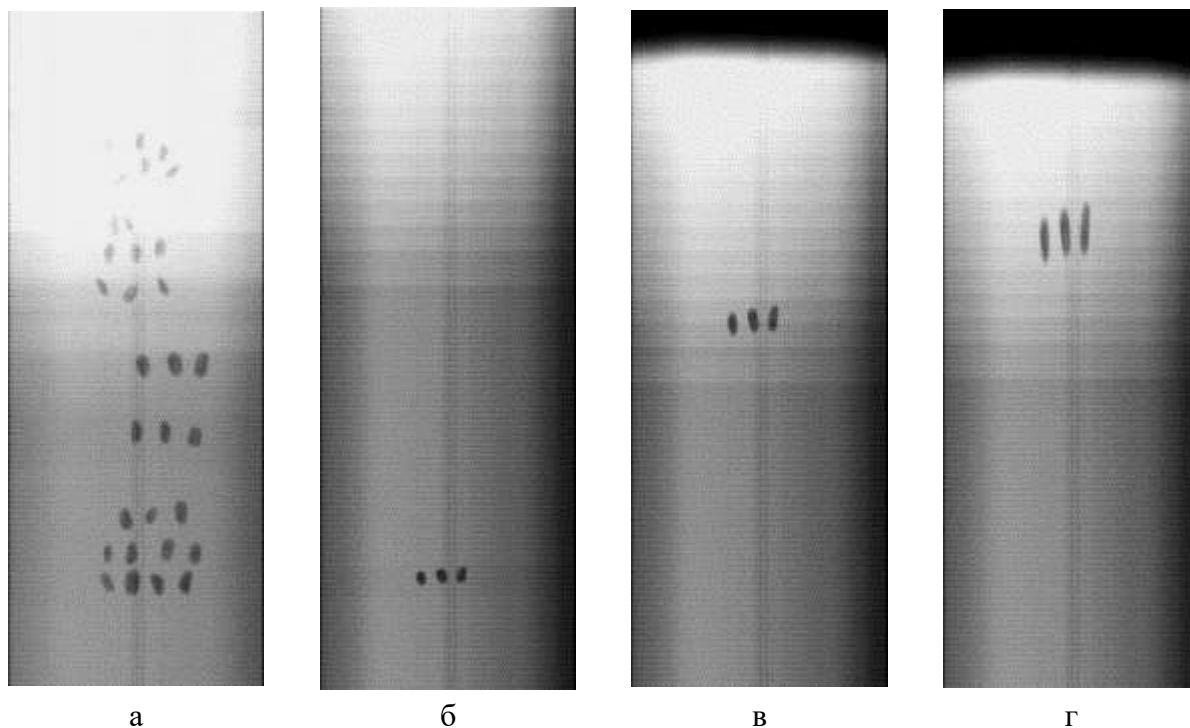


Рис. 4. Результаты исследования семян подсолнечника при разной скорости их движения по ленте конвейера: а – 1 м/с, б – 1.5 м/с, в – 2 м/с, г – 2.5 м/с.

При анализе результатов, можно сделать вывод, что применение указанных детекторных модулей в микрофокусной рентгенографии для контроля качества движущихся по конвейерной ленте семян вполне возможно. При указанных параметрах исследования оптимальная скорость контроля составила 1.5 м/с. При больших скоростях наблюдается эффект смазывания объекта контроля.

Также для оценки возможности получения рентгенографических изображений с помощью указанного детектора на основе ПЗС-линейки, был сконструирован макет с вращающимся диском в качестве системы перемещения вместо конвейерной ленты. В качестве источника применялся тот же микрофокусный рентгеновский аппарат РАП-100 с теми же параметрами экспозиции, но вместо семян объектами исследования были металлические объекты различного диаметра. Скорость вращающегося диска составляла 1.5 м/с.



Рис. 5. Результаты исследования различных объектов.

Проведенные в ходе работы исследования показали, что детекторные модули фирмы Detection Technology на основе ПЗС-линеек, применимы в задачах микрофокусной рентгеновской рентгенографии, в частности в задачах контроля движущихся объектов. Указанные модули обладают достаточным разрешением для осуществления контроля при довольно быстром считывании изображения 512x128 за 0.2 секунды и позволяют получать качественные рентгеновские изображения.

Литература.

1. Блинов Н.Н., Васильев А.Ю., Грязнов А.Ю., Жамова К.К., Бессонов В.Б., Потрахов Е.Н., Потрахов Н.Н. Влияние размеров фокусного пятна рентгеновской трубки на разрешающую способность радиовизиографа // Медицинская техника, 2014, № 2 (284), с. 2-4.
2. 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.
3. М. Шлее. Qt 5.10. Профессиональное программирование на C++. СПб.: БХВ-Петербург, 2018. 1072 с

КОРРЕКЦИЯ КОЛЬЦЕВЫХ АРТЕФАКТОВ ПРИ ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ

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

Компьютерная томография является одним из наиболее широко развивающихся и, в то же время, информативных методов рентгеновской диагностики в медицине, промышленности и научных исследованиях. Артефакты на изображениях сопровождают рентгеновскую компьютерную томографию с момента ее появления. Ряд артефактов вызван физико-техническими ограничениями, другие вносятся самими объектами исследования, некоторые имеют место из-за несовершенства аппаратуры [1,2].

Артефакты значительно снижают качество компьютерных томографических изображений, ограничивая их информативность, в частности – контраст и пространственную разрешающую способность, а также вносят затруднения при восприятии. В общем случае, для оптимизации качества изображений необходимо установить причину возникновения артефактов и найти эффективный способ предотвратить или подавить их.

Одним из самых распространенных типов артефактов являются кольцевые артефакты. Без них не обходится практически ни одно томографическое изображение. В связи с этим необходимо внедрять и совершенствовать методы коррекции таких артефактов.

Кольцевые артефакты относятся к артефактам, причиной возникновения которых является несовершенство или неисправность аппаратуры. Например, при томографических исследованиях в промышленности [3] в качестве системы визуализации рентгеновских изображений используется, в большинстве случаев, двухкоординатный плоскопанельный детектор [4] либо на основе матрицы тонкопленочных транзисторов либо КМОП-матриц. В общем случае детектор состоит из слоя сцинтиллятора, отвечающего за преобразование рентгеновского излучения в оптическое и матрицы тонкопленочных транзисторов либо

КМОП-матрицы. С учетом несовершенства технологических процессов при изготовлении составных частей, значение полезного сигнала в пикселе на выходе детектора, при условии равномерного облучения всей чувствительной поверхности, может быть различным. Особенно остро этот эффект проявляется при использовании КМОП-матриц в качестве регистрирующего элемента, т.к. коэффициенты усиления каждого пикселя всегда различны. Также вклад в неравномерность может вносить разница в толщине слоя сцинтиллятора, особенно в тех случаях, когда его толщина выбирается минимальной (менее 200 мкм), а размер «зерна» составляет более 10 мкм, и наличие периодической структуры от оптоволоконной шайбы, располагающейся между сцинтиллятором и матрицей.

Картина «чистого поля» детектора, иллюстрирующая наличие разного отклика на воздействие рентгеновского излучения приведена на рисунке 1.

Для компенсации этого эффекта применяется калибровка по усилению, которая выполняется при отсутствии каких-либо объектов перед детектором. Однако, очевидно, что при наличии объекта исследования, с учетом нелинейной зависимости яркости свечения сцинтиллятора от интенсивности падающего на него рентгеновского излучения (динамический диапазон) описанная картина будет проявляться на изображении, хоть и в значительно меньшей степени. Реконструкция томографических изображений в таком случае может быть продемонстрирована на рисунке 2. Конечно, для иллюстрации кольцевых артефактов выбран предельный случай и, обычно, их влияние существенно ниже, однако они все равно существенно затрудняют восприятие результатов исследований и их количественный анализ.

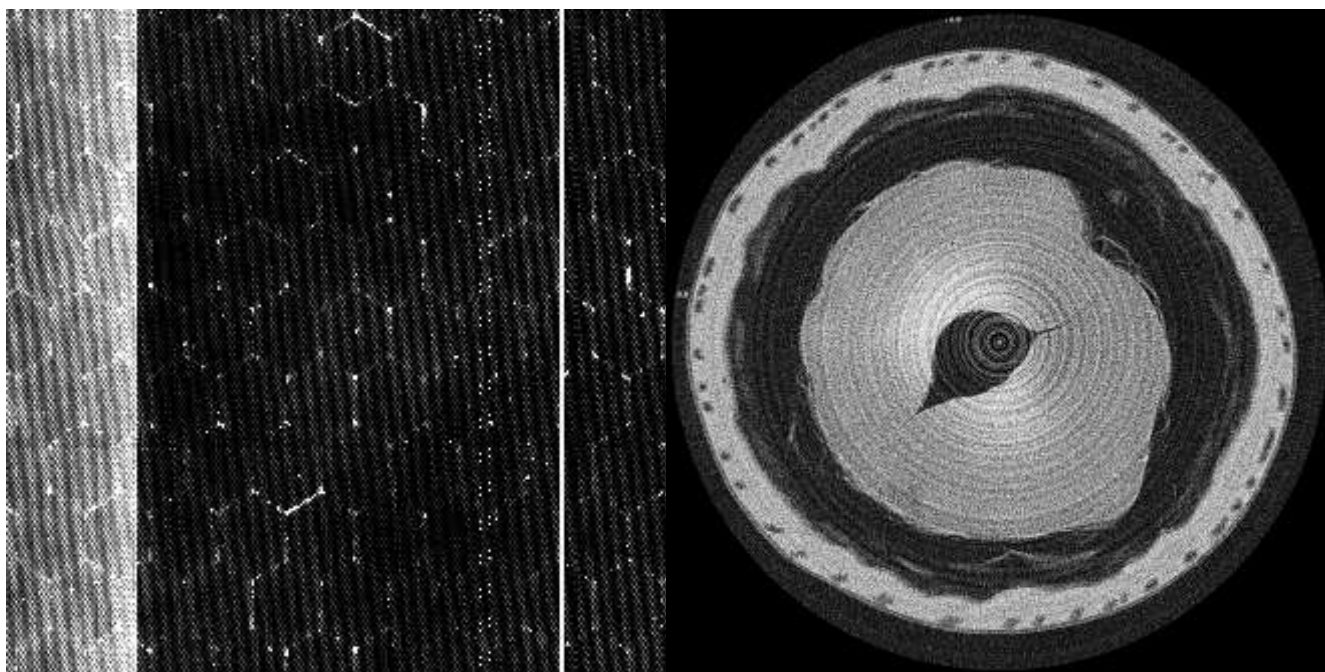


Рис. 1. К иллюстрации неравномерности яркости отдельных пикселей.

Рис. 2. Томографический срез с кольцевыми артефактами.

Для коррекции кольцевых артефактов в программном обеспечении микрофокусного рентгеновского томографа МРКТ-04, разработанного на кафедре ЭПУ СПбГЭТУ «ЛЭТИ», предложен следующий метод.

Первым этапом является суммирование изображений. Из всего набора проекций, сделанных в угловом диапазоне, мы вычисляем среднее проекционное изображение, принимая среднее значение в каждом пикселе по всем проекциям вдоль угла поворота:

$$\bar{I}(i, j) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N I_k(i, j),$$

$$i = 0, 1, \dots, (N_x - 1),$$

$$j = 0, 1, \dots, (N_y - 1),$$

где N – количество проекций, N_x и N_y – число пикселей в проекции по соответствующей координате.



Рис. 3. Блок схема метода суммирования изображений.

Следующим шагом является применение операции свёртки к полученному среднему проекционному изображению. Часто свёртка изображения по какой-либо функции называется применением фильтра к изображению. Так как дефектный пиксель создает на изображении резкое изменение яркости, то целесообразно применить фильтр низких частот, который ослабляет высокие частоты, одновременно пропуская низкие. Под низкими частотами понимают плавное изменение яркости пикселей, тогда как высоким частотам соответствует резкое изменение яркости пикселей. Упрощенный алгоритм программы, демонстрирующей метод суммирования изображений представлен на рисунке 3.

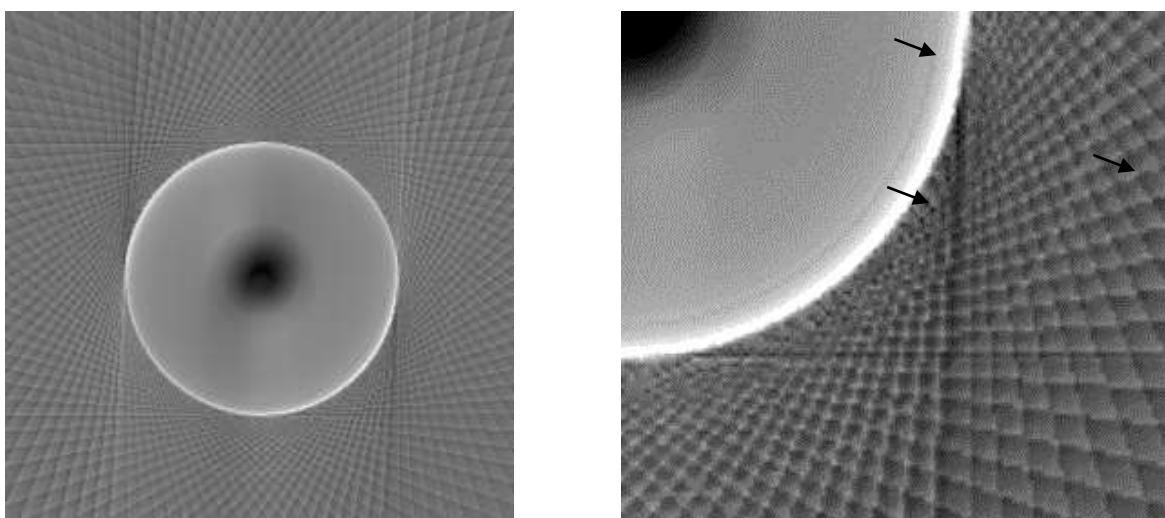


Рис. 4. Восстановленный срез без коррекции кольцевых артефактов.

Пример результатов работы алгоритма представлен на рисунках 4-6. Результаты показывают, что работа метода: во-первых, до пренебрежимо малых значений уменьшая яркость колец; во-вторых, не приводит к сколько-нибудь заметному искажению изображения.

После применения коррекции кольцевые артефакты на восстановленном изображении практически полностью устранены (рис. 5).

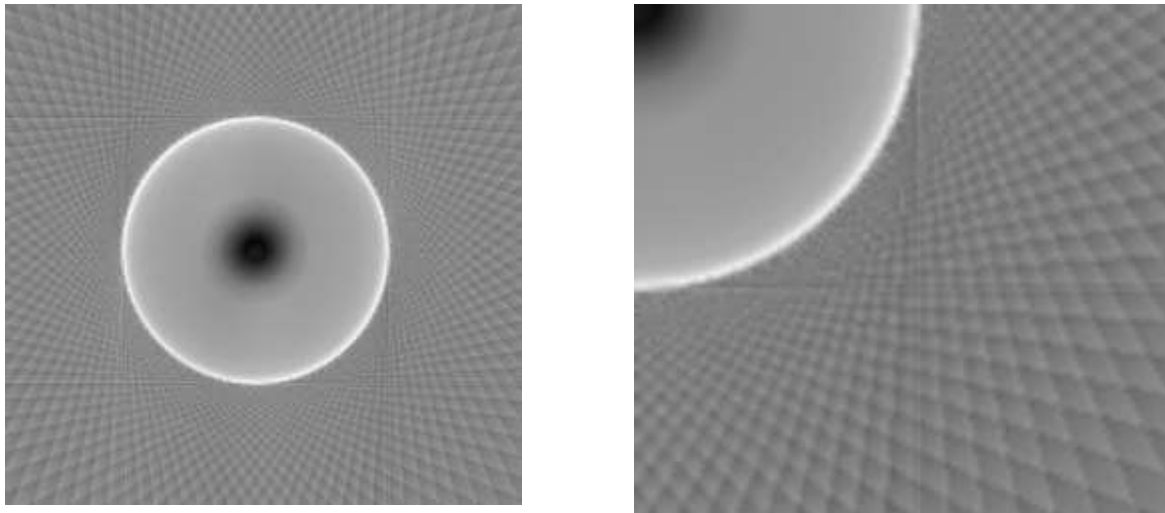


Рисунок 5 – Восстановленный срез с коррекцией кольцевых артефактов.

Для сравнения двух полученных срезов приводятся эпюры яркости до и после использования метода (рис. 6). По ним видно, что после коррекции, резкие изменения яркости, соответствующие кольцевым артефактам, сгладились, перепад яркости стал значительно меньше.

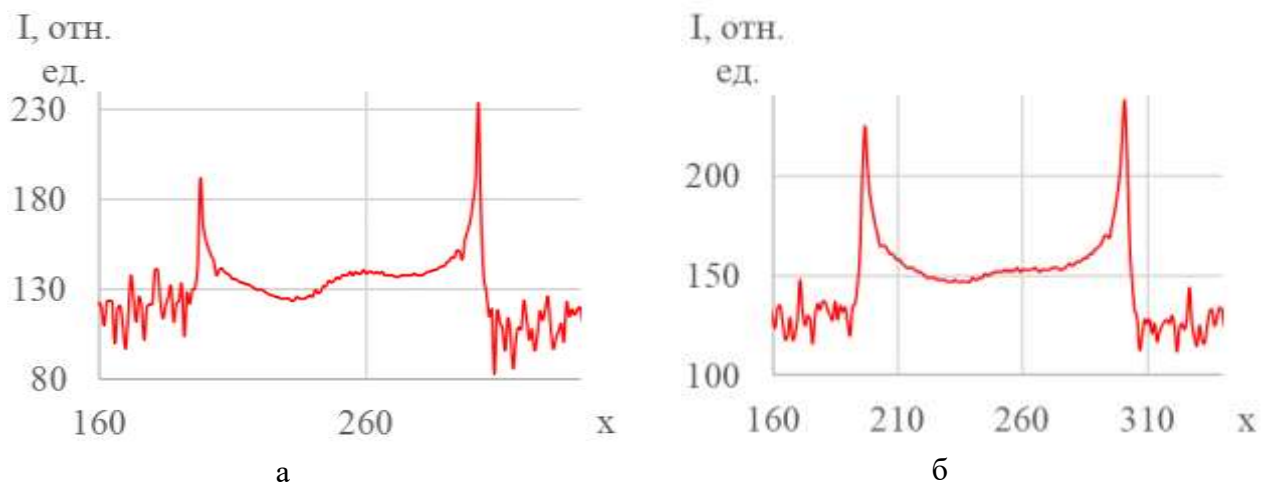


Рис. 6. Эпюра яркости до коррекции кольцевых артефактов (а) и после коррекции (б).

Также в программном обеспечении реализован метод, позволяющий исключить кольцевые артефакты уже на этапе получения проекционных данных. Суть метода заключается в том, что при получении проекционных данных, объект исследования каждый раз смещается по вертикали вниз или вверх на некоторое расстояние (рис. 7).

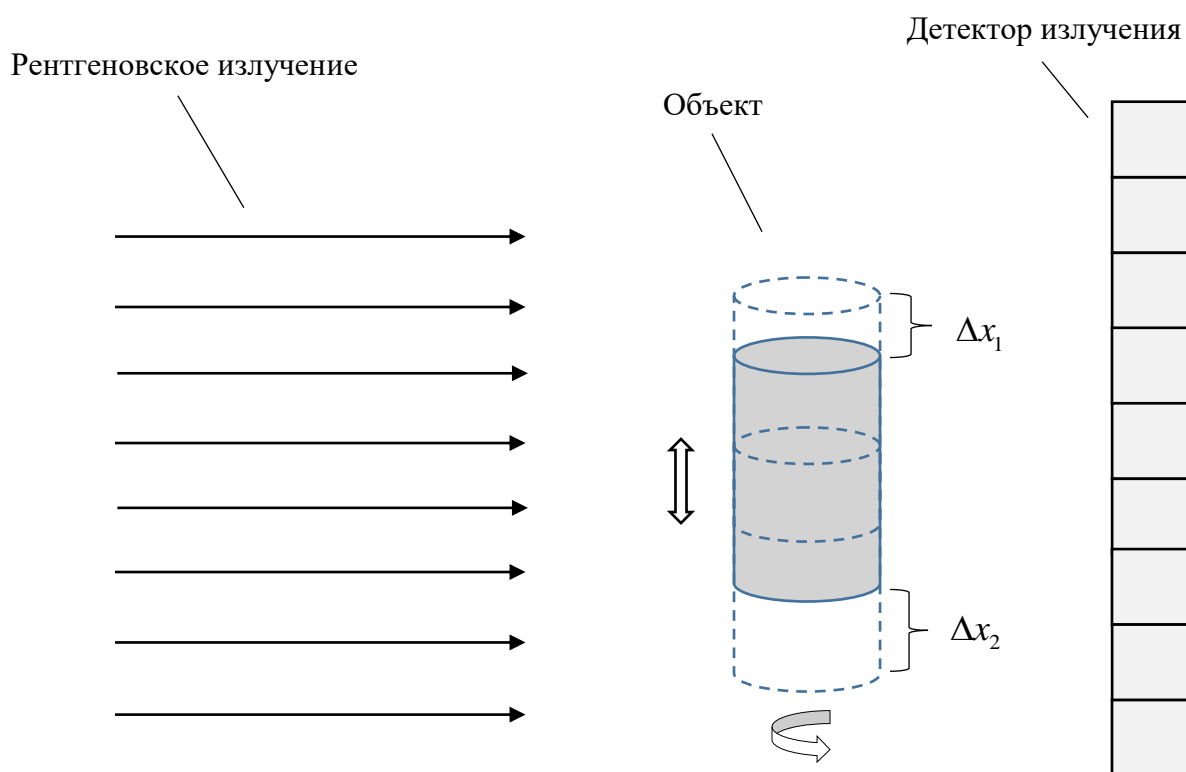


Рис. 7. Схематическое изображение метода, основанного на сдвиге объекта.

Достаточно смещать объект на высоту до нескольких элементов детектора. Тогда на полученных проекционных изображениях один и тот же дефектный пиксель будет находиться на разных слоях объекта

Особенностью этого метода от метода, описанного выше, заключается в том, что его нельзя применить к заранее полученным проекционным изображениям. Также необходимо фиксировать относительное смещение для каждой из проекций, чтобы в дальнейшем учесть этот факт при реконструкции.

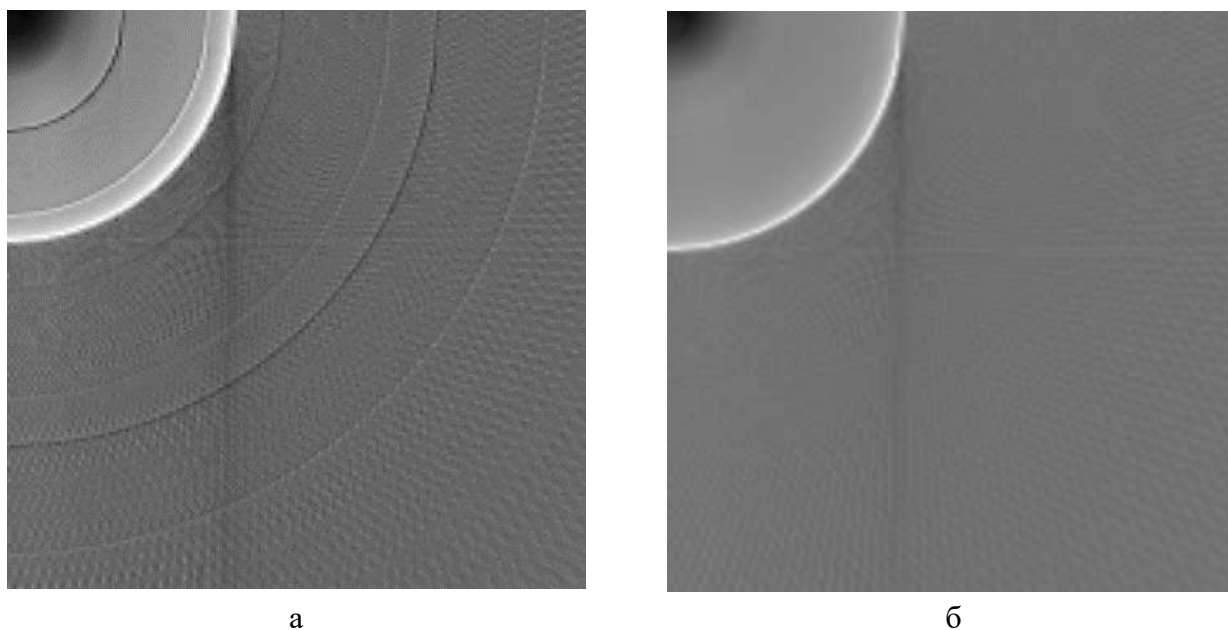


Рис. 8. Восстановленный срез без коррекции кольцевых артефактов:
а – без применения коррекции; б – с применением коррекции.

На рисунке 8 представлен результат работы программы на тест-объекте при реконструкции с использованием предложенного метода.

Если построить эпюры яркости для обоих восстановленных изображений (рис. 9), то можно убедиться, что резкие изменения яркости, обусловленные кольцевыми артефактами, были устранены после коррекции.

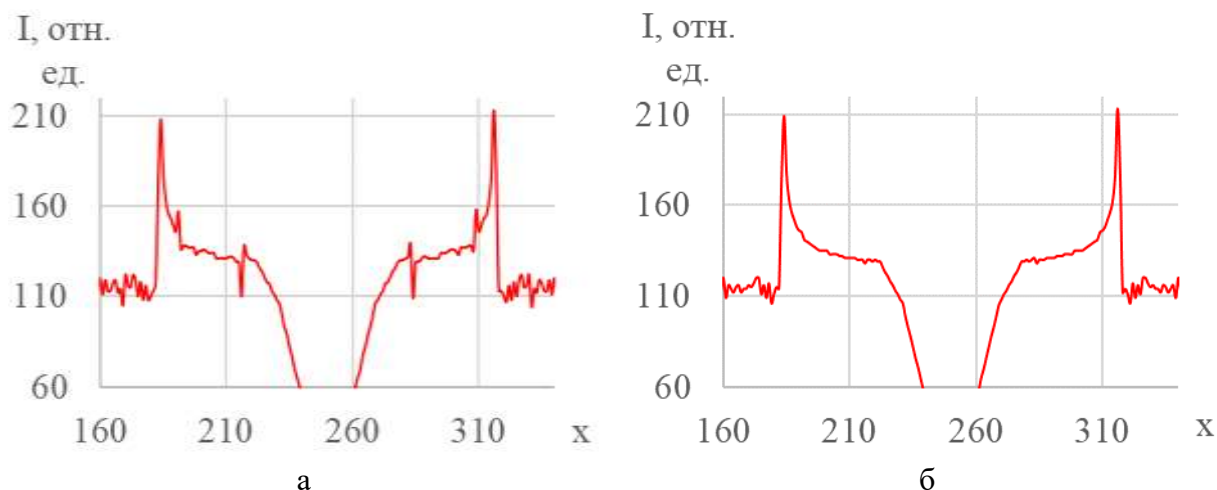


Рис.9. Эпюра яркости до коррекции кольцевых артефактов (а) и после коррекции (б).

Таким образом, разработаны и внедрены два метода коррекции кольцевых артефактов при томографической реконструкции, что позволило повысить информативность результатов томографического исследования.

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. Obodovskiy, A.V., Bessonov, V.B., Larionov, I.A. Shift focal spot X-ray tube to the imposition anode under long exposure // *Journal of Physics: Conference Series*, Volume 967, Issue 1, 15 February 2018, art. № 0120104
2. Bessonov, V.B., Klonov, V.V., Larionov, I.A., Obodovskiy, A.V. An investigation of radiation instability on reconstruction quality in tomography // *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 872, Issue 1, 10 July 2017, art. № 01205424
3. Bessonov, V.B., Obodovskiy, A.V., Potrakhov, Y.N. About the features of the design of X-ray systems for nondestructive control in industry // *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 967, Issue 1, 15 February 2018, art. № 0120034
4. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Пространственная разрешающая способность цифровых рентгеновских аппаратов // *Биотехносфера*, 2014, № 3 (33), с. 26-28.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ВЫДЕЛЕНИЯ ОБЛАСТЕЙ ИНТЕРЕСА В ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ

Староверов Н.Е., Грязнов А.Ю., Холопова Е.Д., Бессонов В.Б., Ларионов И.А., Грузинова А.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)

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

Определение регионов интереса в томографических данных является перспективной задачей, поскольку позволяет существенно уменьшить время на восстановление срезов объекта при условии восстановления только региона интереса на изображениях.

Для успешного определения координат регионов интереса было принято решение исследовать и сравнить эффективность работы различных архитектур сверточных нейронных сетей.

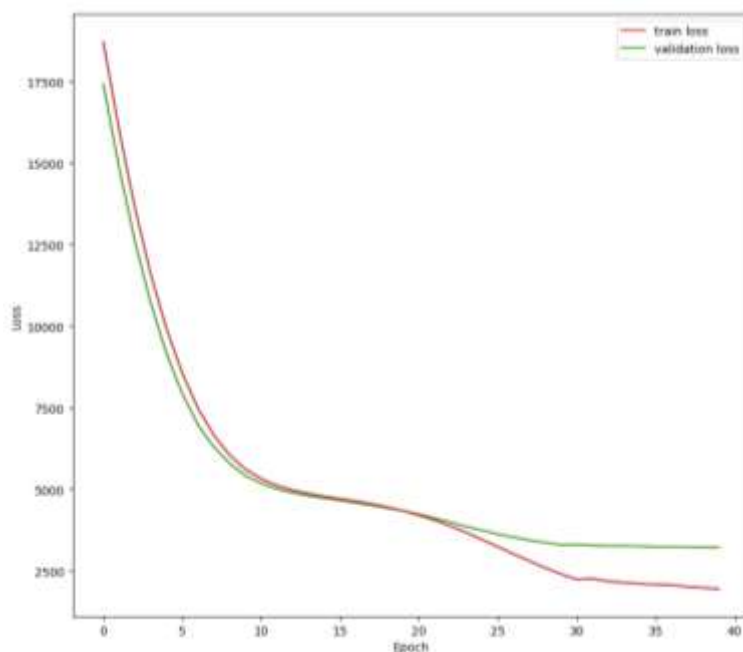


Рис. 1. Зависимость функции потерь от количества эпох тренировки (зеленая кривая – ошибка на валидационных данных, красная кривая – ошибка на тестовых данных).

Для определения области интереса на изображении была использована сеть архитектуры ResNet [2] глубиной 34 слоя. Данная архитектура была выбрана в результате сравнительных испытаний сетей архитектур InceptionV3[3], VGG19[4] и ResNet. Для решения поставленной задачи была использована сеть, уже обученная на наборе данных ImageNet. Последний слой сети был модифицирован так, чтобы выходные нейроны

предсказывали координаты области интереса на изображении. Для улучшения результата обучения сети было принято решение обучать только полносвязный слой и последний сверточный слой, так как сеть уже была обучена.

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

В результате большого количества экспериментов и перебора параметров обучения по случайной сетке были определены лучшие параметры: количество эпох – 40, скорость обучения 0.001, снижение скорости обучения в 10 раз каждые 20 эпох.

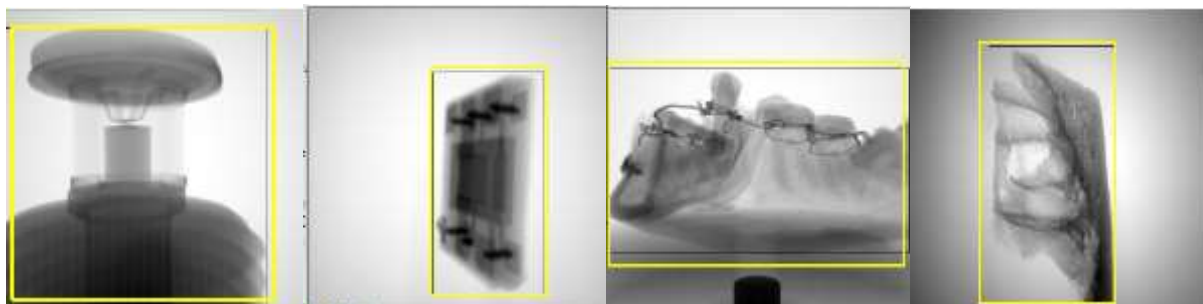


Рис. 2. Результат работы модели (черный прямоугольник – область интереса, желтый прямоугольник – предсказанная область).

В результате выполнения работы была создана модель, предсказывающая область интереса на томографических данных. Сравнительно невысокая точность работы модели объясняется сравнительно небольшим набором тестовых данных (3700 снимков). Также стоит отметить что координаты области интереса значительно точнее определялись по горизонтали, нежели по вертикали, вероятно это связано с использованием для томографии объектов подставок, которые не входят в область интереса. Для увеличения точности работы модели в дальнейшем будет использовано большее количество снимков для обучения (20000).

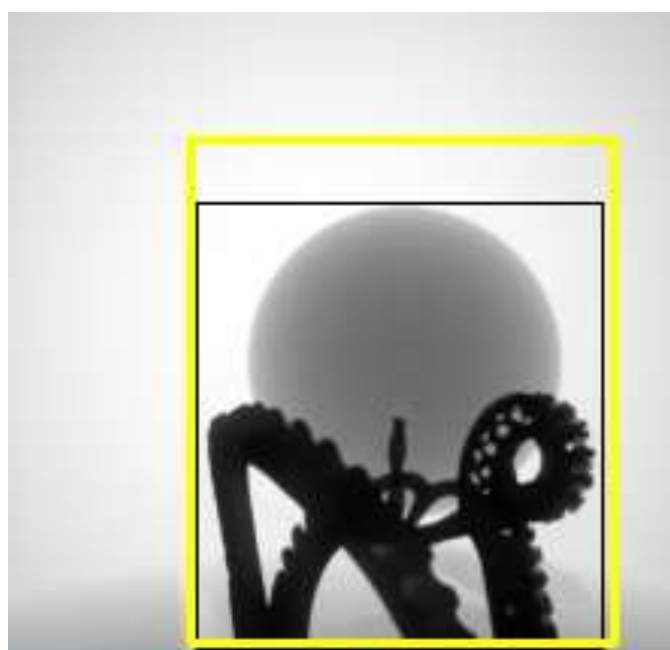


Рис. 3. Результат работы модели на тестовом рентгеновском изображении (черный прямоугольник – область интереса, желтый прямоугольник – предсказанная область).

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-37-90098.

Литература.

1. Staroverov N.E. et al. Development of digital processing method of microfocus X-ray images Journal of Physics. 2017.

2. He K. et al. Deep residual learning for image recognition //Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition, 2016, с. 770-778.

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

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

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ РАСЧЕТА ПОГЛОЩЕННОЙ, ЭКВИВАЛЕНТНОЙ И ЭФФЕКТИВНОЙ ДОЗЫ И УЛУЧШЕНИЯ КАЧЕСТВА СНИМКОВ

***Староверов Н.Е., Холопова Е.Д., Марковцев В.В., Гук К.К., Грязнов А.Ю., Баранов И.М.,
Грузинова А.В. (СПбГЭТУ «ЛЭТИ»)***

В настоящее время количество рентгенодиагностических исследований с каждым годом становится все больше и больше, а требования к радиационной безопасности – всё жестче.

Как известно, медицинское рентгенодиагностическое облучение стоит на втором месте вслед за природным облучением по величине дозы облучения населения, но в отличие от последнего, имеет гораздо большие потенциальные возможности для снижения. Проводить натурные эксперименты и, тем более, определять радиационную нагрузку при всех возможных режимах работы аппарата зачастую не только весьма затратно, но и просто невозможно, в связи с чем особую актуальность приобретает компьютерное моделирование [1, 2].

Поскольку основные физико-технические параметры работы рентгеновских аппаратов, которые задаются при проведении медицинской рентгенодиагностики, определяют качество и информативность получаемых результатов, то они задаются в программе на начальном этапе. Так в расчетах учитывается ослабление в прострельной мишени рентгеновской трубки, выпускном (бериллиевом) окне, фильтре, установленном на пути пучка, воздушном промежутке между трубкой и приемником, а также определяется мощность экспозиционной дозы и эффективной дозы (ЭД).

Эффективная доза - величина, используемая как мера риска возникновения отдаленных последствий облучения всего тела человека и отдельных его органов и тканей с учетом их радиочувствительности. Определение значения эффективной дозы на практике представляет значительные сложности, так как она не может быть непосредственно измерена и требует проведения сложных расчетов.

Помимо технических характеристик аппаратуры значительный вклад в определение доз облучения пациента вносят рентгенооптическая схема съемки (фокусное расстояние и

расстояние от объекта до приемника в случае съемки с увеличением [3]), а также состав тканей просвечиваемого объекта (при просвечивании брюшной полости преобладают мягкие ткани, при рентгенографии таза – костные). Расчеты осложняются тем, что ослабление будь то в материале мишени, фильтре, выпускном окне или в окружающей среде нелинейно зависит от энергии пролетающих квантов, а в различных частях тела человека преобладают те или иные ткани.

Разработанный программный комплекс для моделирования взаимодействия излучения с веществом даёт возможность получать рентгеновские спектры изучения для различных материалов мишени и фильтра (рис. 1). Компьютерная программа позволяет задавать не только технические характеристики рентгеновской аппаратуры, но и варьировать величины рабочего напряжения и тока трубки [4], расстояния между фокусным пятном и детектором-плёнкой, а также времени анализа.

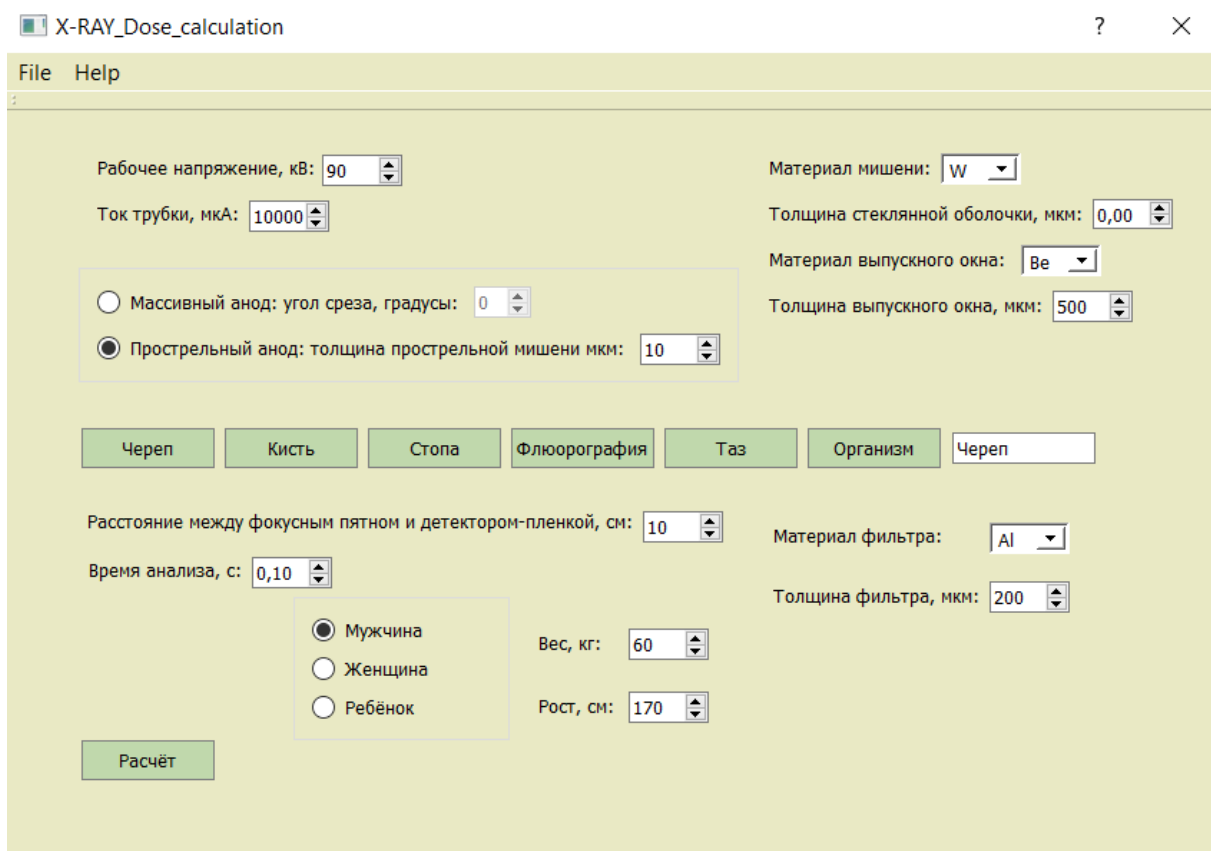


Рис. 1. Основное окно программы.

В процессе выполнения программы также выполняется расчет мощности экспозиционной дозы, а также эффективная доза. На рисунке 2 представлены результаты выполнения программы при облучении мужского черепа при заданных параметрах трубки.

X-RAY_Dose_calculation ? X

| | | |
|--|-------------|--------|
| Материал мишени: | W | |
| Толщина прострельной мишени: | 10 | , мкм |
| Материал фильтра: | Al | |
| Толщина фильтра: | 200 | , мкм |
| Материал выпускного окна: | Be | |
| Толщина выпускного окна: | 500 | , мкм |
| Рабочее напряжение: | 90 | , кВ |
| Ток трубки: | 10000 | , мкА |
| Расстояние между фокусным пятном и детектором-плёнкой: | 10 | , см |
| Время анализа: | 0.1 | , с |
| Масса тканей: | 4.66 | , кг |
| Мощность экспозиционной дозы: | 8.87086e+06 | , мР/с |
| Количество поглощенной энергии: | 2.92112e+14 | , эВ |
| Эффективная эквивалентная доза: | 0.047 | , мЗв |

Назад

Рис. 2. Окно с результатами расчета.

Достоинством разработанного программного комплекса является то, что он позволяет проследить, как изменяется эквивалентная доза облучения при изменении режимов съемки, что может быть использовано при разработке новой аппаратуры или модернизации методик съемки. Использование программы позволяет значительно сократить расходы на этапе предэскизного проектирования, что существенно скажется на стоимости рентгеновских трубок и аппаратуры, в состав которой они входят, а также повысить качество обследования пациентов.

Литература.

1. Н.Н. Потрахов, А.Ю. Грязнов. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012.
2. Пат. RU 2018664378. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Программа для оценки радиационной нагрузки («Effective Dose») / Холопова Е.Д., Грязнов А.Ю., Староверов Н.Е., Гук К.К. Оpubл. 15.11.2018.
3. Н.Н. Потрахов, Г.Е. Труфанов, А.Ю. Васильев, Д.Ю. Анохин, Е.Н. Потрахов, Р.М. Акиев, Н.В. Балицкая, Д.В. Бойчак, А.Ю. Грязнов. Микрофокусная рентгенография. СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2012.
4. Potrakhov N.N., Podymskii A.A., Bessonov V.B., Obodovskii A.V., Gryaznov A.Y., Potrakhov E.N., and Zhamova K.K. 0.2BPM64-200 Microfocus X-Ray tube for projection radiography // Russian Journal of Nondestructive Testing, 2017, vol. 53, № 3, pp. 227-230.

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОГРАММ АВТОМАТИЧЕСКОЙ МОДУЛЯЦИИ СИЛЫ ТОКА ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ В КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Чипица Л.А. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева)

Метод компьютерной томографии (КТ) связан со значительными дозами облучения пациентов: 1 – 4 мЗв при исследованиях головы, 8 – 15 мЗв при исследованиях брюшной полости или таза; еще большие дозы (до 60 мЗв) получают пациенты при многофазных исследованиях, которые проводятся с введением пациенту контрастного вещества [1, 2, 3]. Для поддержания доз облучения пациентов от КТ-исследований на приемлемом уровне необходимо применять принцип оптимизации. Неотъемлемой частью оптимизации является нахождение баланса между минимальными дозами облучения пациента и качеством изображения, обладающего достаточной диагностической информативностью для решения поставленной клинической задачи [4]. Доза облучения пациента, и качество изображения определяются следующими параметрами протоколов КТ-исследования: количеством фаз исследования, длиной сканирования (мм), напряжением на трубке (кВ), экспозицией (мАс), коллимацией (мм), питч фактором (отн. ед.), толщиной среза реконструкции (мм) [4]; качество изображения также зависит от метода реконструкции. Для выбора оптимальной экспозиции при сканировании пациента современные КТ оборудованы программами автоматической модуляции силы тока [4]. При использовании таких программ сила тока подбирается во время сканирования, основываясь на толщине и плотности сканируемых структур организма, что обеспечивает необходимое качество изображения и позволяет существенно снизить дозу пациента. Алгоритм работы программ автоматической модуляции силы тока и их параметры специфичны для каждого производителя томографов.

Целью данной работы являлось определение зависимостей доз облучения пациента и качества КТ-изображения от параметров программ автоматической модуляции силы тока (Auto mA, CareDose и DoseRight) на примере исследования грудной клетки.

Объектами исследования являлись три модели компьютерных томографов наиболее распространенных в России производителей: Ingenuity Core 128 (Philips); Optima 64 (General Electric); Definition AS (Siemens). Исследование проводилось с использованием антропоморфного фантома грудной клетки Lungman (Kyoto Kagaku CO., LTD).

Сканирование фантома на всех томографах проводили на разных протоколах с напряжениями 80, 100 и 120 кВ и изменением экспозиции от 50 мАс до 350 мАс с шагом 50 мАс. Для изучения программ автоматической модуляции силы тока для всего диапазона напряжений (80 – 120 кВ) в протоколах сканирования изменяли параметры ref. mAs, NI и DRI для программ в CareDose (Siemens), Auto mA (GE) и RightDose (Philips), соответственно. Для всех протоколов использовали следующие стандартные настройки: время ротации трубки 1 с; зона сканирования – 300 мм от верхушек легких; пристрелочные снимки во всех случаях выполнялись на том же напряжении, что и основное сканирование. Реконструкция всех изображений выполнялась с толщиной среза 2 мм следующими методами: Standart на томографах Ingenuity Core (Philips) и Optima 64 (GE), B31f на аппарате Definition AS (Siemens). Эффективную дозу определяли с использованием коэффициента перехода 0,012 [5]. Для оценки качества изображения был выбран параметр – отношение сигнал-шум

(SNR), который определяли, как отношение абсолютного значения единиц Хаунсфилда (HU) к шуму в выбранной области интереса (ROI). Область интереса выбирали в районе сердца, как области, наиболее однородной при исследовании грудной клетки (рис. 1).



Рис. 1. Аксиальный срез КТ-изображения фантома и область интереса, для которой определяется уровень шума изображения (выделена зеленым).

Полученные зависимости эффективной дозы и качества КТ изображения (отношение сигнал-шум) при разных параметрах протоколов сканирования приведены на рисунке 2.

Было получено, что зависимость эффективной дозы от экспозиции описывается линейной функцией, коэффициент детерминации $R^2 > 0.98$ для каждого аппарата. Оценка параметра отношение сигнал-шум для каждого режима продемонстрировала, что с увеличением параметра мАс отношение сигнал-шум растет. Отношение сигнал-шум прямо пропорционален корню квадратному из экспозиции ($SNR \approx \sqrt{mAs}$) для всех обследованных моделей аппаратов (рис. 2а, 2в и 2д). Наибольшее отношение сигнал-шум соответствует наибольшему значению напряжения.

В работе были изучены программы автоматической модуляции силы тока и влияние их параметров на дозы пациентов и параметры качества КТ-изображения (рис. 2б, 2г и 2е). Такие программы специфичны для каждого производителя оборудования и отличаются по принципу формирования дозы при сканировании и параметрам, задаваемым в протоколе.

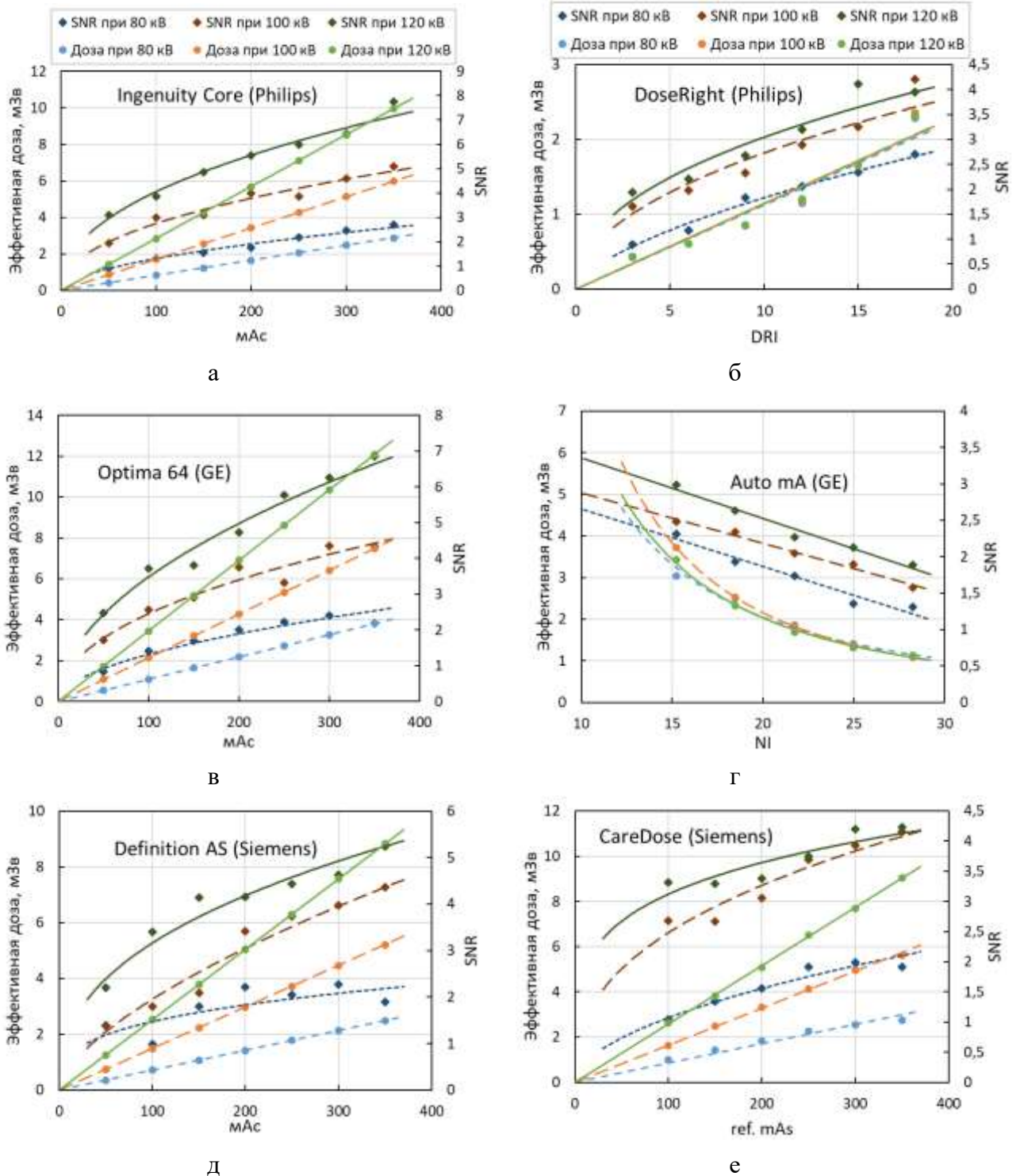


Рис. 2. Зависимости значений эффективной дозы и параметра SNR (отношение сигнал-шум) от экспозиции (мАс), полученные для разных значений напряжения на томографах разных моделей: а – Ingenuity (Philips), в – Optima (GE), д – Definition (Siemens). Зависимости эффективной дозы и параметра SNR (отношение сигнал-шум) от параметров систем автоматической модуляции силы тока, полученные для разных значений напряжения на томографах разных моделей: б – Ingenuity, Philips (Dose Right), г – Optima, GE (Auto mA), е – Definition, Siemens (Care Dose). Линиями на графиках отмечены аппроксимирующие зависимости для трёх моделей томографов.

На аппарате Ingenuity Core, Philips установлена программа DoseRight, которая нацелена на поддержание определенного качества изображения, соответствующего выбранному параметру DRI. В результате изучения этой программы было получено, что зависимость отношения сигнал-шум от DRI описывается степенной функцией, параметр SNR растет с увеличением DRI, и растет с увеличением напряжения; эффективная доза прямо пропорциональна DRI и не зависит от напряжения (рис. 2б). Томограф Optima, GE оборудован системой Auto mA. Система нацелена на поддержании заданного уровня шума КТ изображения, поэтому зависимость параметра отношение сигнал-шум от параметра автоматической модуляции силы тока – NI силы имеет линейный характер, снижается при увеличении NI и растет при увеличении напряжения (рис. 2г); эффективная доза имеет степенной характер зависимости от NI и снижается при увеличении NI. Для томографа Siemens с программой CareDose отношение сигнал-шум увеличивается с увеличением параметра ref.mAs, и растет с увеличением напряжения; доза пациента прямо пропорциональна ref.mAs и увеличивается с напряжением (рис. 2е).

На всех обследованных аппаратах одно и тоже качество изображения (параметр SNR) для выбранной зоны интереса достигалось со значительно меньшей дозой при использовании программ автоматической модуляции силы тока. Программы автоматической модуляции силы тока позволяют снизить эффективную дозу от 1,1 до 2,5 раз при сохранении качества изображения, что является основной целью оптимизации. Однако, программы автоматической модуляции силы тока специфичны для каждого производителя диагностического оборудования и модели, что необходимо учитывать при создании протоколов сканирования. Полученные зависимости можно использовать при оптимизации протоколов сканирования грудной клетки.

Литература.

1. Balonov M. Patient doses from medical examinations in Russia: 2009–2015 / M. Balonov, V. Golikov, I. Zvonova, et. al. // J. Radiol. Prot. 2018. Vol. 38. P. 121–139.
2. Chipiga L. Patient doses in computed tomography examinations in two regions of the Russian Federation / L. Chipiga, C. Bernhardsson // Rad. Prot. Dosim, 2016, vol. 169, № 1-4, p. 240–244.
3. Онищенко Г.Г., Попова А.Ю., Романович И.К., Водоватов А.В., Башкетова Н.С., Историк О.А., Чипига Л.А., Шацкий И.Г., Репин Л.В., Библин А.М. Современные принципы обеспечения радиационной безопасности при использовании источников ионизирующего излучения в медицине. Часть 1. Тенденции развития, структура лучевой диагностики и дозы медицинского облучения. Радиационная гигиена. 2019;12(1):6-24. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2019-12-1-6-24>
4. Чипига Л.А. Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии. Радиационная гигиена. 2019;12(1):104-114. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2019-12-1-104-114>
5. Голиков В.Ю., Чипига Л.А., Водоватов А.В., Сарычева С.С. Дополнения и изменения в оценке эффективных доз внешнего облучения пациентов при медицинских исследованиях. Радиационная гигиена. 2019;12(3):120-132. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2019-12-3-120-132>

СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ДОЗ ПАЦИЕНТОВ В ЛЕНИНГРАДСКОЙ ОБЛАСТИ

*Дружинина П.С., Историк О.А. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева),
Еремина Л.А. (Управление Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав
потребителей и благополучия человека по Ленинградской области),
Водоватов А.В., Шацкий И.Г. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева)*

Введение

Общепринятым международным подходом к оптимизации является использование референтных диагностических уровней (РДУ) [1-4], позволяющих снизить (или сохранить постоянными) дозы облучения пациентов от медицинского облучения без уменьшения полученной диагностической информации. В Российской Федерации концепция РДУ впервые была представлена в «Основных санитарных правилах обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ 99/2010)» [4] и подробно изложена в МР 2.6.1.0066-12 «Использование референтных диагностических уровней для оптимизации радиационной защиты пациента при общих рентгенологических исследованиях» [5]. Национальные РДУ для рентгенографических исследований были предложены в 2016 году [3, 6] на основе сбора данных в 6 регионах Российской Федерации, но они все еще находятся на стадии утверждения.

К сожалению, с 2016 г. принципы оптимизации на практике не применяются, что объясняется как их добровольным (необязательным) статусом, так и отсутствием достоверных сведений об уровнях облучения пациентов (стандартных дозах). На текущий момент эффективные дозы (ЭД) пациентов определяются ежегодно в каждом рентгеновском кабинете в каждой медицинской организации. Оценка ЭД проводят как медицинский персонал, так и аккредитованные лаборатории радиационного контроля согласно методическим указаниям МУ 2.6.1.2944-11. При этом не применяется единая методика сбора исходных данных для расчета эффективных доз, что приводит к тому, что представленные данные зачастую недостоверны и не поддаются верификации [4].

Целью данного исследования являлась верификация имеющихся данных по ЭД пациентов от рентгенографических исследований в медицинских организациях Ленинградской области.

Задачами исследования являлись:

1. Сбор параметров проведения типовых рентгенографических исследований в медицинских организациях Ленинградской области;
2. Расчет ЭД на основе собранных параметров проведения рентгенографических исследований и на основе параметров, представленных в протоколах расчета эффективных доз.
3. Верификация ЭД из протоколов аккредитованных лабораторий радиационного контроля.

Материалы и методы

В работе представлены результаты сбора данных из 8 центральных районных больниц Ленинградской области, включающие в себя 50 рентгеновских аппаратов (23% всего областного аппаратного парка). Для сбора данных были выбраны 19 наиболее распространённых рентгенографических исследований (см. табл. 1), вносящие более 90% в коллективную дозу от рентгенографических исследований в Ленинградской области.

Таблица 1. Выбранные рентгенографические исследования

| Область исследования | Проекция |
|----------------------|-----------|
| Череп | ПЗ, Б |
| ОГК | ПЗ, ЗП, Б |
| Ребра | ПЗ |
| ШОП | ПЗ, ЗП, Б |
| ГОП | ПЗ, Б |
| ПОП | ПЗ, Б |
| ОБП | ПЗ, Б |
| Таз | ПЗ, Б |
| ТБС | ПЗ, Б |

Сбор данных выполнялся путем анкетирования персонала в каждой медицинской организации для каждого рентгеновского аппарата. Для каждого аппарата были собраны следующие параметры: область исследования, проекция, возраст, вес, рост пациентов, напряжение на трубке (кВ), ток трубки (мА), время экспозиции (с), расстояние фокусного изображения (см), размер поля изображения (см²) [3,6].

Для рентгеновских аппаратов, работающих без автоматического контроля экспозиции (АКЭ), параметры проведения рентгенографических исследований и значения ПДП (если имелись) были собраны для 15-30 взрослых пациентов с массой тела 70 ± 5 кг, ростом 170 ± 5 см и нормостенической конституции (стандартные пациенты) [3,6].

Для рентгеновских аппаратов, работающих с АКЭ, параметры проведения исследований были собраны либо для 15-30 стандартных взрослых пациентов, либо для 50 взрослых пациентов независимо от их антропометрических характеристик [3,6].

Следует отметить, что все обследованные рентгеновские аппараты работали без исправных поверенных клинических дозиметров. Расчеты эффективной дозы проводили по входной дозе (ВД) с использованием программного обеспечения «PCXMC 2.0» (STUK, Финляндия) [7] с использованием тканевых коэффициентов из Публикации 60 МКРЗ [8].

ВД была рассчитана с использованием выражения 1:

$$\text{ВД (мГр)} = \frac{Q \times R \times d^2}{f^2}, \quad (1)$$

где R – радиационный выход, (мГр · м²) / (мА · с); Q – время экспозиции, мАс; d – расстояние источник-приемник, см; f – расстояние от источника до поверхности тела, см.

Входные дозы были рассчитаны без учета обратного рассеяния.

Радиационный выход измерялся авторами с использованием дозиметра «Piranha Black» (RTI Electronics AB, Швеция) для каждого рентгеновского аппарата.

Для сравнения также были собраны эффективные дозы и параметры проведения исследований из существующих протоколов оценки доз пациентов независимых лабораторий радиационного контроля.

Сравнение методов оценки стандартных эффективных доз пациентов представлено в таблице 2.

Таблица 2. Сравнение методов оценки стандартных эффективных доз пациентов

| Метод оценки стандартных ЭД | Протокол аккредитованной лаборатории (без пересчета) | Пересчитанные ЭД по режимам из протоколов аккредитованных лабораторий | Расчет ЭД по результатам анкетирования |
|----------------------------------|---|---|--|
| Шифр | Протокол | Пересчет | Анкета |
| Объем выборки | Неизвестен | Неизвестен | 1-20 пациентов на РРИ |
| Параметры проведения РРИ | Из протокола (источник неизвестен) | Из протокола (источник неизвестен) | Индивидуальные параметры для каждого пациента в анкете |
| Радиационный выход | Из протокола (в соответствии с контролем эксплуатационных параметров) | Собственные измерения | Собственные измерения |
| Проекция облучения пациентов | Из протокола (в т.ч. неverified) | Стандартизированные в соответствии с МУ 2944-11 | Стандартизированные в соответствии с МУ 2944-11 |
| Метод расчета ЭД | Согласно МУ 2944-11 | РСХМС 2.0 | РСХМС 2.0 |
| Исходный параметр для расчета ЭД | Радиационный выход рентгеновского аппарата | Входная поверхностная доза без учета обратного рассеяния | Входная поверхностная доза без учета обратного рассеяния |

Эффективные дозы из существующих протоколов были пересчитаны с использованием РСХМС 2.0 [8] с теми же параметрами исследования и радиационным выходом, который был измерен специалистами из ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева.

Описательная статистика была получена с использованием «Statistica12.0».

Различия между выборками оценивались на основании теста Крускалла-Уоллиса с последующим сравнением пар непараметрическим тестом Манна-Уитни. Различия считались достоверными при $p < 0.05$.

Результаты и обсуждение

Результаты исследования указывают на существенные различия между существующими (протоколы) и собранными (анкеты) стандартными дозами пациентов для всех выбранных рентгенографических исследований (тест Крускалла-Уоллиса, с последующим тестом Манна-Уитни, $p < 0,05$) (см. табл. 3).

Таблица 3. Эффективные дозы (мЗв) для выбранных исследований.
Данные представлены в формате: среднее \pm SD; минимум-максимум.

| Область исследования | Проекция | Эффективные дозы (протоколы) без пересчета, мЗв | | Эффективная доза, мЗв (протоколы) | | Эффективная доза, мЗв (анкеты) | |
|----------------------|----------|---|---------------------------------|-----------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | | Среднее \pm стандартное отклонение (мин.-макс.) | | | | | |
| | | А* | Ц* | А | Ц | А | Ц |
| Череп | ПЗ | 0.04 \pm 0.03 (0.01-0.09) | 0.06 \pm 0.04 (0.01-0.13) | 0.02 \pm 0.01 (0.001-0.05) | 0.03 \pm 0.02 (0.002-0.07) | 0.02 \pm 0.02 (0.007-0.03) | 0.04 \pm 0.02 (0.01-0.07) |
| Череп | Б | 0.01 \pm 0.007 (0.003-0.03) | 0.02 \pm 0.02 (0.004-0.05) | 0.02 \pm 0.01 (0.001-0.03) | 0.02 \pm 0.01 (0.002-0.04) | 0.05 \pm 0.02 (0.03-0.07) | 0.05 \pm 0.03 (0.008-0.09) |
| ОГК | ПЗ | 0.07 \pm 0.04 (0.02-0.17) | 0.07 \pm 0.05 (0.02-0.21) | - | - | - | - |
| ОГК | Б | 0.09 \pm 0.10 (0.01-0.26) | 0.09 \pm 0.05 (0.001-0.21) | 0.04 \pm 0.04 (0.002-0.15) | 0.08 \pm 0.07 (0.003-0.29) | 0.20 \pm 0.14 (0.05-0.40) | 0.06 \pm 0.06 (0.01-0.21) |
| ОГК | ЗП | 0.06 \pm 0.08 (0.02-0.29) | 0.11 \pm 0.08 (0.001-0.25) | 0.05 \pm 0.06 (0.002-0.22) | 0.08 \pm 0.05 (0.005-0.23) | 0.09 \pm 0.05 (0.03-0.18) | 0.07 \pm 0.10 (0.01-0.42) |
| ГОП | ПЗ | 0.17 \pm 0.14 (0.03-0.52) | 0.26 \pm 0.23 (0.03-0.69) | 0.18 \pm 0.13 (0.01-0.41) | 0.47 \pm 0.28 (0.007-0.83) | 0.12 \pm 0.10 (0.006-0.20) | 0.37 \pm 0.23 (0.03-0.60) |
| ГОП | Б | 0.15 \pm 0.09 (0.05-0.31) | 0.16 \pm 0.13 (0.04-0.32) | 0.07 \pm 0.04 (0.009-0.15) | 0.14 \pm 0.11 (0.006-0.28) | 0.12 \pm 0.09 (0.06-0.18) | 0.16 \pm 0.12 (0.008-0.31) |
| ШОП | ПЗ | 0.01 \pm 0.01 (0.001-0.03) | 0.02 \pm 0.02 (0.007-0.05) | 0.07 \pm 0.06 (0.007-0.18) | 0.09 \pm 0.10 (0.007-0.29) | 0.08 \pm 0.01 (0.08-0.09) | 0.10 \pm 0.08 (0.007-0.28) |
| ШОП | Б | 0.04 \pm 0.02 (0.01-0.06) | 0.04 \pm 0.03 (0.009-0.10) | 0.07 \pm 0.06 (0.006-0.19) | 0.08 \pm 0.10 (0.004-0.28) | 0.11 \pm 0.14 (0.01-0.20) | 0.06 \pm 0.05 (0.003-0.14) |
| ШОП | З | 0.03 \pm 0.02 (0.007-0.05) | - | - | - | - | - |
| ОБП | ПЗ | 0.30 \pm 0.38 (0.02-1.46) | 0.41 \pm 0.34 (0.07-0.75) | 0.28 \pm 0.29 (0.01-1.07) | 0.48 \pm 0.41 (0.02-0.86) | 0.11 \pm 0.09 (0.04-0.17) | 0.45 \pm 0.14 (0.36-0.55) |
| ОБП | З | 0.38 \pm 0.33 (0.03-0.81) | - | - | - | - | - |
| Таз | ПЗ | 0.61 \pm 1.23 (0.05-4.31) | 0.40 \pm 0.38 (0.06-1.04) | 0.68 \pm 1.27 (0.03-4.66) | 0.54 \pm 0.35 (0.05-1.03) | 0.26 \pm 0.25 (0.04-0.53) | 1.03 \pm 0.41 (0.57-1.58) |
| Таз | Б | *** | 0.41 \pm 0.53 (0.04-0.79) | - | 0.20 \pm 0.28 (0.005-0.40) | - | - |
| ПОП | ПЗ | 0.27 \pm 0.28 (0.03-0.99) | 0.34 \pm 0.27 (0.06-0.66) | 0.25 \pm 0.25 (0.004-0.85) | 0.75 \pm 0.65 (0.02-1.44) | - | 0.81 \pm 0.45 (0.02-1.39) |
| ПОП | Б | 0.31 \pm 0.35 (0.05-1.17) | 0.26 \pm 0.23 (0.04-0.57) | 0.27 \pm 0.43 (0.02-1.37) | 0.50 \pm 0.35 (0.007-1.01) | 0.61 \pm 0.31 (0.11-0.88) | 0.46 \pm 0.22 (0.10-0.77) |
| Ребра | ПЗ | 0.17 \pm 0.09 (0.07-0.34) | 0.12 \pm 0.13 (0.03-0.31) | 0.13 \pm 0.08 (0.02-0.25) | 0.24 \pm 0.24 (0.007-0.68) | - | 0.05 \pm 0.05 (0.01-0.11) |

Представленные результаты оценки стандартных доз облучения пациентов от выбранных рентгенографических исследований в Ленинградской области указывают на значительные различия между существующими (из протоколов) и собранными (из анкет анкет) стандартными дозами. Эти различия в основном можно объяснить процедурными ошибками при сборе данных персоналом медицинских организаций и представителями лабораторий внешнего радиационного контроля. В частности, не выполнялись требования к выборкам пациентов для оценки стандартных доз; параметры проведения рентгенографических исследований не актуализировались; для аппаратов, работавших с автоматическим контролем экспозиции (АКЭ) для расчета ЭД использовались значения экспозиции из заводских протоколов (до срабатывания АКЭ). Большинство протоколов выполнения исследований, использованных в медицинских организациях Ленинградской области, существенно отличались от типовых режимов, представленных в МУ 2.6.1.2944-11 (по напряжению, размеру поля, расстоянию источник-приемник), что приводило как к перетак и недооценке ЭД с использованием коэффициентов перехода вплоть до 3-5 раз.

Выводы

Результаты исследования свидетельствуют о необходимости вводить обязательную стандартизованную методику сбора исходных параметров для оценки ЭД пациентов в соответствии с МР 2.6.1.0066-12. В противном случае процедурные ошибки приводят к значимой (до 3-5 раз) недо- или переоценке ЭД. Использование существующих протоколов оценки ЭД пациентов для установления РДУ и проведения оптимизации рентгенографических исследований невозможно. Также необходима кардинальная переработка МУ 2.6.1.2944-11 с актуализацией и расширением списка коэффициентов перехода от радиационного выхода и/или произведения дозы на площадь к эффективной дозе. Альтернативой может являться использование специализированного программного обеспечения для расчета эффективной дозы в лабораториях радиационного контроля.

Литература

1. International Atomic Energy Agency. Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation. Specific Safety Guide №SSG-46. – Vienna: IAEA, 318 p. (2018).
2. International Commission on Radiological Protection. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1) (2017)
3. Водоватов А.В. Практическая реализация концепции референтных диагностических уровней для оптимизации защиты пациентов при проведении стандартных рентгенографических исследований. Радиационная гигиена. 2017;10(1):47-55. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2017-10-1-47-55>.
4. Онищенко Г.Г., Попова А.Ю., Романович И.К., Водоватов А.В., Башкетова Н.С., Историк О.А., Чипига Л.А., Шацкий И.Г., Сарычева С.С., Библин А.М., Репин Л.В. Современные принципы обеспечения радиационной безопасности при использовании источников ионизирующего излучения в медицине. Часть 2. Радиационные риски и совершенствование системы радиационной защиты. Радиационная гигиена. 2019;12(2):6-24. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2019-12-2-6-24>
5. Роспотребнадзор. Применение референтных диагностических уровней для оптимизации радиационной защиты пациента в рентгенологических исследованиях общего назначения. Методические рекомендации МР 2.6.1.0066-12. – М.: Федеральный Центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 25 с. (2012).
6. Vodovatov A.V., Balonov M.I., Golikov V.Yu., Shatsky I.G., Chipiga L.A., Bernhardsson C. Proposals for the establishment of national diagnostic reference levels for radiography for adult patients based on regional dose surveys in Russian Federation. // Rad. Prot. Dos. V.173(1-3), p. 223-232 (2017)
7. M. Tapiovaara, T. Siiskonen. PCXMC: A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. 2nd Ed. STUK (2008).
8. Международная Комиссия по Радиационной защите. Рекомендации Международной Комиссии по Радиологической защите 1990 года. Публикация 60 МКРЗ: пер. с англ./под ред. И.Б. Кеирим-Маркуса. – М.: Энергоатомиздат, 207 с. (1994).

МЕТОД ОЦЕНКИ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ.

Шацкий И.Г. (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева)

Рентгеновские стоматологические исследования являются одним из наиболее распространенных видов рентгенологических исследований населения [1, 2], и их число имеет тенденцию к постоянному росту со временем. В последние десятилетия в России ежегодно проводится более 30 млн. рентгенограмм зубов, челюстей и других костей лицевого черепа, что составляет более 20% от всех снимков и около 40% рентгенограмм костно-суставной системы.

По этой причине необходима оценка доз для возможности оптимизации проведения рентгеностоматологических исследований и разработки системы обоснования назначения процедур [3].

Целью исследования была разработка метода оценки эффективных доз пациентов для наиболее распространенных стоматологических исследований с помощью математических моделей в программе РСХМС, и последующее сравнение результатов, полученных данным методом, с литературными, а также со справочными значениями, приведенными в методических рекомендациях «Заполнение форм федерального государственного статистического наблюдения № 3-ДОЗ».

В данную работу были включены данные для 44 рентгеностоматологических аппаратов и 12 ортопантомографов в 37 стоматологических медицинских организациях в г. Санкт-Петербурге и Ленинградской области. Рассмотрены семь рентгенографических исследований: прицельные снимки трех групп зубов (резцы, премоляры и моляры) для верхней и нижней челюсти и рентгенография прикуса – и одно панорамное: стандартная полная ортопантограмма.

Было определено, что в качестве исходной информации для определения эффективной дозы необходимо использовать:

- физико-технические измеряемые параметры, определяющие поле рентгеновского излучения:

- значение высокого напряжения на рентгеновской трубке (кВ);
 - общая толщина и материал фильтра рентгеновского аппарата (мм Al);
 - значения входной воздушной кермы (мГр) в центре рентгеновского луча, без учета обратного рассеяния,
- геометрические параметры рентгенологического исследования
- область исследования;
 - размеры поля облучения (высота и ширина пучка на коже) для рентгенографических исследований и высота пучка и значения углов начала и конца сканирования для панорамных исследований;
 - фокусное расстояние (расстояние от фокуса рентгеновской трубки до приемника изображения).

Расчет входной дозы в воздухе осуществлялся по формуле:

$$D_{\text{вх}} = R \cdot Q / r^2 = R \cdot i \cdot t / r^2, \text{ мГр} \quad (1)$$

где R – радиационный выход, $\text{мГр}\cdot\text{м}^2/\text{мА}\cdot\text{с}$, - определяли по МУК 2.6.1.1797-03; r – расстояние от фокуса трубки до поверхности тела пациента, м; Q – экспозиция, $\text{мА}\cdot\text{с}$; i – анодный ток, мА; t – выдержка (продолжительность включения высокого напряжения), с.

На основании исходной информации о параметрах проведения процедур и входной дозы были вычислены поглощенные дозы в органах и тканях, необходимые для оценки эффективной дозы. Как поглощенные, так и эффективные дозы вычислялись с использованием программы РСХМС [5] для фантома стандартного взрослого человека ростом 174 см и весом 71.1 кг. Для рентгенографических исследований ось пучка находилась в сагиттальной плоскости фантома – для моделирования рентгенографии резцов и прикуса, и под углом в 30° и 60° – для рентгенографии премоляров и моляров, соответственно. При этом координаты центра пучка подбирались, исходя из проекций периапикальных областей соответствующих групп зубов на поверхность фантома. Для моделирования исследования прикуса также использовался кранио-каудальный угол 60° . Во всех случаях расстояние фокус-кожа составляло 20 см, а размер поля – 5.3×5.3 см (по площади эквивалентный круглому коллиматору диаметром 6 см).

Для панорамных исследований ось пучка находилась также в сагиттальной плоскости фантома. Координаты центра вращения проецировались в горизонтальной плоскости на задний край ветви нижней челюсти, в вертикальной – на центр ветви нижней челюсти, и во фронтальной по центральной оси черепа. Расстояние фокус-кожа составляло 22.5 см, а высота пучка – 7.5 см. Дуга сканирования с центральным углом 330° была разделены на 126 равных частей, каждая из которых являлась единичной записью для расчета поглощенных доз в программе РСХМС модификации Rotation. После расчетов значения поглощенных доз всех 126 частей суммировались для каждой оцененного исследования.

Таблица 1. Эффективная доза (мкЗв) за исследование

| Исследование | Эффективная доза, мкЗв | |
|-------------------|------------------------|-------------------|
| | Пленочный приемник | Цифровой приемник |
| верхние резцы | 3.2 | 1 |
| верхние премоляры | 3.8 | 1.2 |
| верхние моляры | 6.8 | 2.2 |
| нижние резцы | 3.2 | 1 |
| нижние премоляры | 3.4 | 1.3 |
| нижние моляры | 5.8 | 2 |
| прикус | 6.7 | 2.8 |
| ортопантограмма | - | 1390 |

Для большинства аппаратов значения эффективных доз при рентгенографических исследованиях находятся в диапазоне от 0.5 до 10.7 мкЗв, что значительно меньше значений 40 мкЗв и 20 мкЗв, рекомендуемых при заполнении формы 3-ДОЗ (методические рекомендации «Заполнение форм федерального государственного статистического наблюдения № 3-ДОЗ» № 0100/1659-07-26 от «16» февраля 2007 г.). Необходимо сказать, что в новой, подготовленной в 2014 г., редакции методических указаний для этого вида дентальных исследований предлагается использовать значение эффективной дозы 10 мкЗв и

3 мкЗв для пленочных и цифровых приемников излучения, соответственно. Для панорамных исследований диапазон значений эффективных доз составил 0.56-3.64 мЗв.

Результаты оценки эффективной дозы достаточно однородны, что говорит о схожести условий проведения на них процедур. Но на одном аппарате для рентгенографических исследований и на двух для панорамных зарегистрированы дозы, значительно превышающие значения доз на остальных аппаратах.

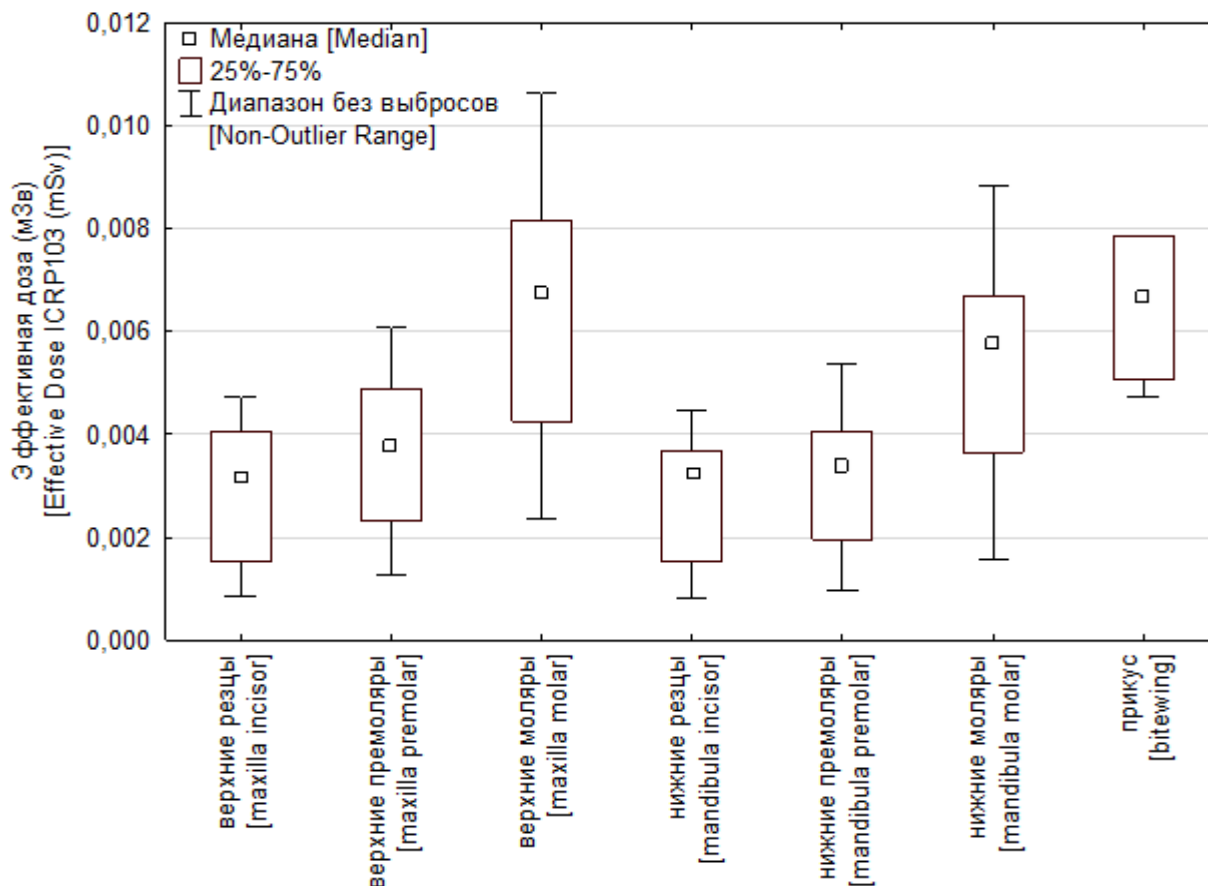


Рис 1. Медианы, квантили и диапазоны без выбросов значений эффективной дозы для различных исследований на аппаратах с пленкой.

Медианы значений эффективной дозы составили для резцов верхней челюсти – 1.7 мкЗв, премоляров верхней челюсти – 2 мкЗв, моляров верхней челюсти – 3.7 мкЗв, для резцов, премоляров и моляров нижней челюсти, соответственно, 1.7; 1.8 и 3.2 мкЗв, для рентгенографии прикуса – 3.9 мкЗв, а для панорамного исследования челюсти – 1.39 мЗв.

Обращает внимание на себя существенная ширина диапазонов без выбросов для исследований моляров обеих челюстей, что является поводом для возможного усиления оптимизационных мероприятий при проведении данных исследований. Медианы значений в распределении эффективных доз для аппаратов с пленочным приемником смещены в сторону высоких доз, что позволяет говорить о недостаточной оптимизации для этого варианта исследований. Для аппаратов с цифровыми приемниками, наоборот, медианы смещены в сторону низких значений, что свидетельствует о достаточно высоком уровне оптимизации проведения рентгеностоматологических исследований.

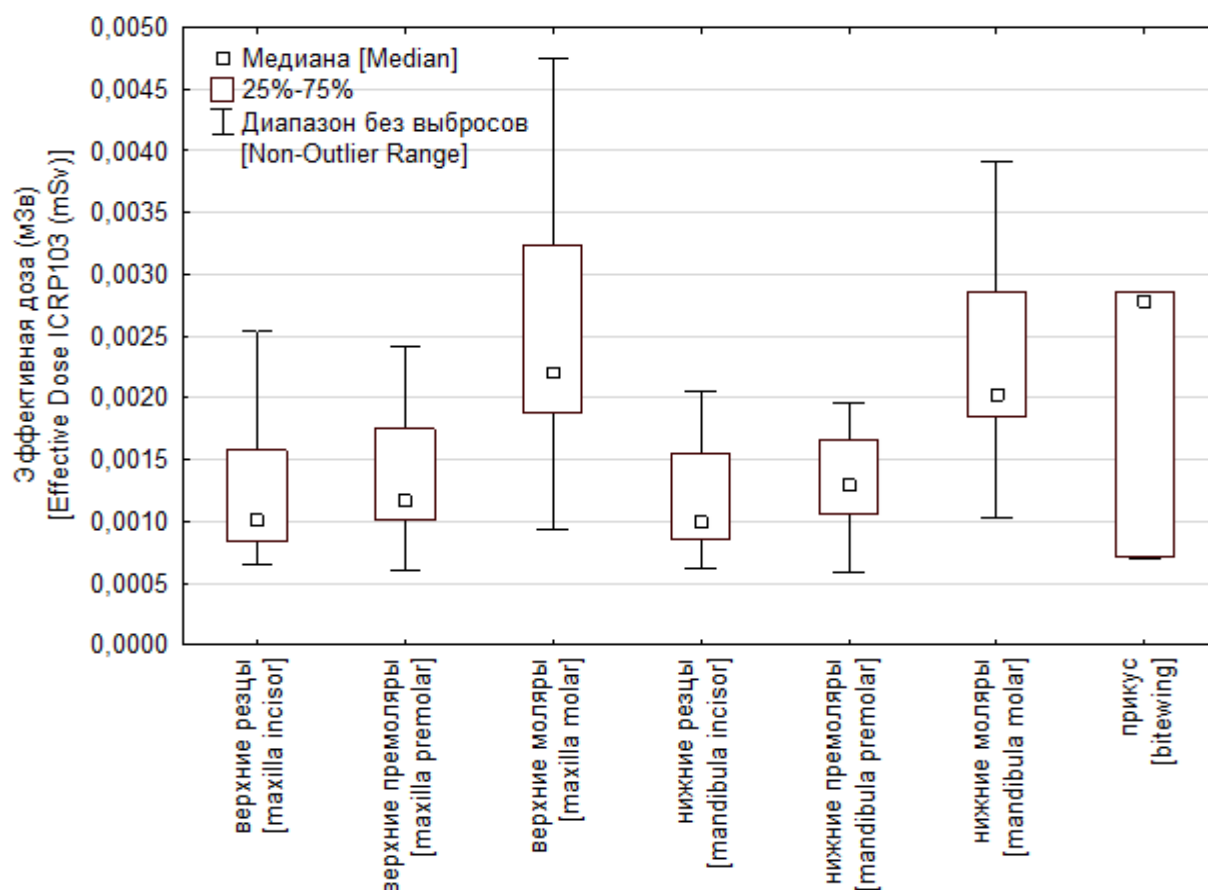


Рис 2. Медианы, квантили и диапазоны без выбросов значений эффективной дозы для различных исследований на аппаратах с цифровыми приемниками.

Поскольку эффективные дозы при описании медицинского облучения в стоматологии редко публикуются в мировой литературе, а используются и публикуются измеряемые дозиметрические величины (входная доза, произведение дозы на площадь), то возможности сравнения результатов данной работы с литературными данными были ограничены.

Эффективные дозы для аппаратов с пленкой в Санкт-Петербурге и Ленинградской области ниже, чем значения, полученные при использовании стандартного круглого коллиматора и пленок средней и высокой чувствительности (класс D и F соответственно), и ниже уровней доз в рекомендациях Европейской Комиссии [5]. Однако, эффективные дозы в Санкт-Петербурге и Ленинградской области выше, чем полученные при использовании квадратного коллиматора и пленок высокой чувствительности.

При допущении прямого сравнения эффективных доз для аппаратов с цифровыми приемниками и пленками высокой чувствительности, значения, полученные в данном исследовании для аппаратов с цифровыми приемниками, близки с опубликованными значениями при использовании квадратного коллиматора и пленок высокой чувствительности.

Литература.

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Effects of Ionizing Radiation, UNSCEAR 2006 Report, Volume I, Annex A, NY, United Nations, 2008.

2. Tomohiro Okano Jaideep Sur. Radiation dose and protection in dentistry. Japanese Dental Science Review, Volume 46, Issue 2, August 2010, Pages 112-121 Dougeni E.D., Delis H.B., Karatza A.A., Kalogeropoulou C.P., Skiadopoulos S.G., Mantagos S.P., Panayiotakis G.S. Dose and image quality optimization in neonatal radiography. Br J Radiol, 2007, vol. 80(958), pp. 807-815.

3. Онищенко Г.Г., Попова А.Ю., Романович И.К., Водоватов А.В., Башкетова Н.С., Историк О.А., Чипига Л.А., Шацкий И.Г., Сарычева С.С., Библин А.М., Репин Л.В. Современные принципы обеспечения радиационной безопасности при использовании источников ионизирующего излучения в медицине. Часть 2. Радиационные риски и совершенствование системы радиационной защиты. Радиационная гигиена. 2019;12(2):6-24. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2019-12-2-6-24>

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

5. European Commission. Radiation Protection 136. European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2004.

КОНТРОЛЬ КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ОЦЕНОК ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

***Ахмад Е.С., Сергунова К.А., Семенов Д.С., Петрайкин А.В., Андрейченко А.Е.,
Кудрявцев Н.Д. (ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»)***

Магнитно-резонансная томография (МРТ) – один из наиболее эффективных методов современной лучевой диагностики, позволяющий неинвазивно получать изображения внутренних структур тела человека. Существуют последовательности МРТ, по которым оцениваются структурные показатели, например, объем, размер, взаимное расположение органов, наличие сосудов, анастомозов и др. Также на сегодняшний момент активно развиваются методики количественной оценки показателей, зависящих от интенсивности сигнала на изображении, например, диффузионно-взвешенная МРТ, перфузионная МРТ, карты релаксометрии T1, T2 и протонной плотности [1].

В зарубежной практике в качестве средств, с помощью которых проводят приемочные испытания и сравнительные испытания магнитно-резонансных томографов, оценку прослеживаемости параметров, клинические исследования и т.п., используют так называемые фантомы, включающие в себя различные стандартизированные тест-объекты. Например, в рамках работы по изучению болезни Альцгеймера (Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative, ADNI) и проведению клинических исследований разработан фантом, модулирующих структуры головного мозга. Благодаря его использованию были выявлены ошибки количественных показателей более, чем в 25 % организациях.

В рамках Радиологического общества Северной Америки (RSNA) QIBA был разработан фантом для оценки измеряемого коэффициента диффузии (ИКД) [2]. Фантом

содержит растворы поливинилпирролида (ПВП), размещенные в модульные ячейки из поликарбоната, которые располагаются таким образом, чтобы полость фантома можно было заполнить ледяной водой для контроля температуры. Однако применение данной модели затруднительно в виду сложности поддержания температуры в условиях периодических испытаний МР томографа, кроме того диапазоны T1, T2 и ИКД используемых веществ не покрывают физиологический диапазон значений при температуре 0 °С.

В рамках работы группы RSNA QIBA был также разработан многокомпонентный фантом, содержащий сферы с растворами солей NiCl₂ и NaCl различной концентрации. Использование данного фантома позволяет оценивать смещение и разброс измерений интенсивности сигнала по T1 картам и динамическим МР-исследованиям с контрастным усилением между МР-томографами, организациями и временем; оценивать эффект при параллельном сборе данных и коррекции B₁.

Для обеспечения оценки количественных параметров в рамках периодических испытаний МРТ, установленных в медицинских организациях Департамента Здравоохранения города Москвы, нами были разработаны средства контроля диффузионно-взвешенного режима МРТ. Фантом содержит водные растворы ПВП с концентрациями от 10 до 70% [3]. Для проведения контроля в рамках обеспечения единства измерений были измерены коэффициенты диффузии веществ на спектрометре ядерного магнитного резонанса (ЯМР) Bruker AVANCE 600 с использованием методики производителя. После выполнении измерений оценивался вклад таких погрешностей, как инструментальные и погрешность приготовления раствора. Результаты оценки коэффициента диффузии на ЯМР-спектрометре были использованы для сопоставления данных, полученных на МР томографах разных фирм производителей, а также для оценки точности построения карт ИКД.

Для проведения контроля измерения времен релаксации T1, T2 был изготовлен фантом, содержащий водные растворы с разными массовыми концентрациями солей хлорида никеля и хлорида марганца [4].

Таблица 1. Характеристики веществ для контроля значений T1, T2 и результаты измерения на томографе Siemens

| № | T1, мс | T2, мс | T2*, мс | Измеренное T1, мс |
|------|--------|--------|---------|-------------------|
| CO_1 | 1632 | 364.3 | 934.7 | 1263 |
| CO_2 | 225 | 170.7 | 188.7 | 264 |
| CO_3 | 579 | 54.9 | 54.9 | 349 |
| CO_4 | 825 | 84.7 | 84.7 | 480 |
| CO_5 | 4199 | 663.3 | 1846.7 | 1848 |

Для задания значений времен релаксации T1, T2 были проведены измерения на ЯМР-релаксометре Minispec mq (Bruker, Германия) с резонансной частотой для протонов 60 МГц. Значения времени релаксации T1 составили от 225.3 до 4199 мс, T2: от 54.9 до 663.3 мс (см. табл. 1).

С целью апробации фантома было проведено экспериментальное исследование на МР-томографе Siemens Aera 1.5 Тл. Карты T1 были построены по алгоритмам обработки, находящихся в открытом доступе (Marques J.P. [5]). Для анализа карт T1 использовались изображения, зарегистрированные с применением импульсной последовательности Magnetization prepared - 2 rapid gradient echo (MP2RAGE). Параметры сканирования TR 5000 мс, TE 2.8 мс, угол поворота вектора намагниченности $6^\circ/5^\circ$. В результате исследования были оценены значения времени релаксации T1 по области интереса внутри пробирок с контрольными веществами. Измеренные значения времени релаксации T1 располагались в интервале от 264 мс до 1848 мс (см. табл. 1).

В результате экспериментальных исследований была выявлена значительная разница между заданными и оцененными с помощью МРТ значениями, таким образом продемонстрирована необходимость проведения контроля данных характеристик.

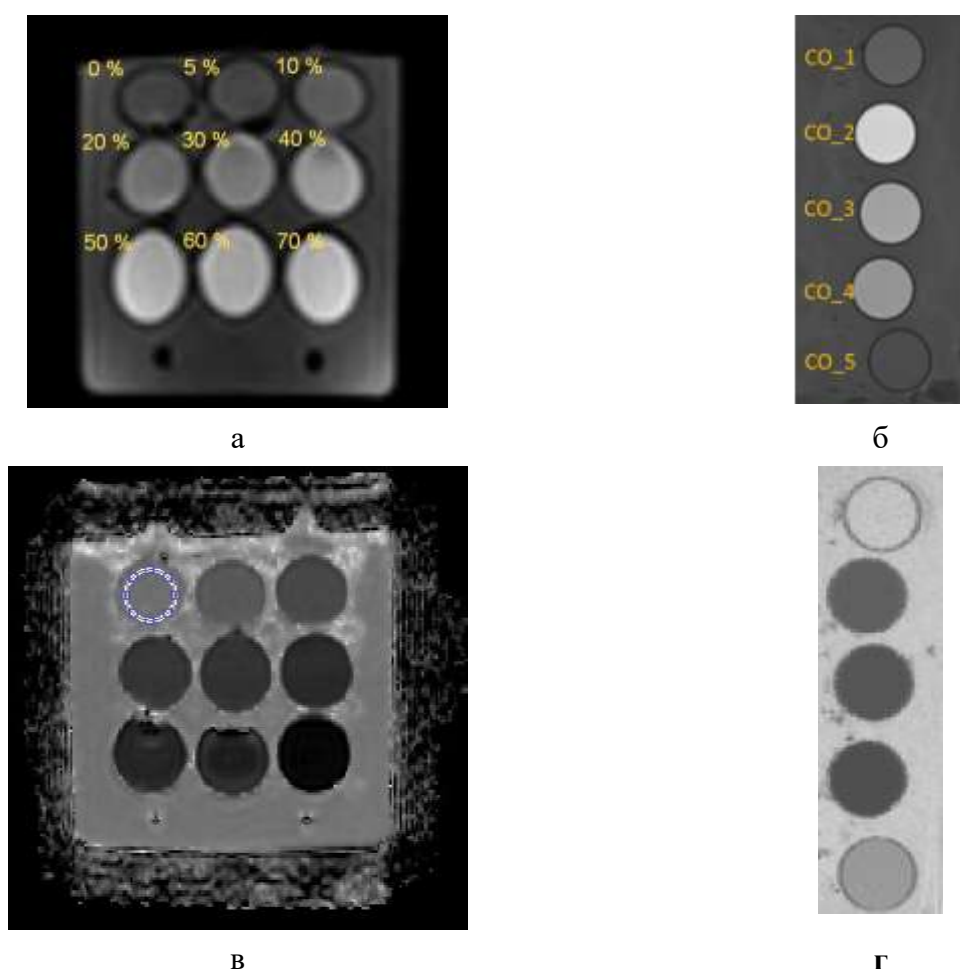


Рис. 1. Результаты сканирования фантомов: а) фантом для ДВИ при параметре b-фактора 600 с/мм^2 с обозначением массовой концентрации ПВП; б) фантом для T1, T2 в режиме T1-взвешенного изображения TR = 550 мс, TE 8.9 мс; соответствующие количественные карты ИКД (в) и T1 (г).

В рамках создания системы метрологического обеспечения проводимых оценок на МРТ необходимо внедрение испытаний указанных количественных параметров с использованием контрольных веществ – стандартных образцов. Для обеспечения единства

измерений необходимо проведение испытаний стандартных образцов с соответствующими физическими свойствами.

Литература.

1. Keenan K.E. et al. Quantitative magnetic resonance imaging phantoms: A review and the need for a system phantom // Magn. Reson. Med. 2018. Vol. 79, № 1. P. 48–61.
2. Boss M.A. et al. QIBA PDF MRI technical committee: Activities in diffusion MRI. 2014.
3. Сергунова К.А. и др. Моделирование процессов диффузии в магнитно-резонансной томографии // Радиология – практика, 2019, vol. 7, № 905, pp. 50–68.
4. Russek S.E. et al. Characterization of NIST/ISMRM MRI System Phantom // Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2012, vol. 20, p. 2456.
5. Marques J.P. et al. MP2RAGE, a self bias-field corrected sequence for improved segmentation and T1-mapping at high field // Neuroimage, 2010, vol. 49, № 2, pp. 1271–1281.

К ВОПРОСУ ОБ ИНФОРМАТИВНОСТИ РАДИОГРАФИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

***Галкин Д.И. (ЗАО «НИИИН МНПО “Спектр”»),
Сорокин А.С., Иванайский Е.А. (ФГБОУ ВО «РЭУ им. Г. В. Плеханова»),
Шубочкин А.Е. (ЗАО «НИИИН МНПО “Спектр”»)***

Вопрос о замене пленочной технологии *радиографического контроля* (РК) на цифровую с каждым годом становится все более актуальным. Благодаря совершенствованию способов изготовления ПЗС- и КМОП-матриц на рынке средств неразрушающего контроля с каждым годом появляется больше цифровых детекторов [1, 2]. Вступают в силу нормативные документы, регламентирующие требования к технологии проведения радиографического контроля с применением фосфорных пластин (компьютерная радиография) и матричных детекторов (цифровая радиография) [3]. Однако особенности формирования оптического изображения при использовании цифровых систем (функция передачи модуляции МТФ) приводят к градиационному выравниванию изображения, что может выразиться в «исчезновении» отдельных элементов изображения после его программной обработки и визуализации. Под информативностью будем понимать количество полезной информации, которая может быть извлечена в процессе расшифровки.

Очевидно, что замена пленочного изображения на цифровое возможна в случае достижения выявляемости (информативности изображения), соответствующей радиографическому снимку [4]. Необходимость определения информативности также возникает при сравнении пленочных технологий РК, выполняемом при оценке возможности их применения для РК конкретного объекта.

Целью представленной работы является разработка методики определения количественного показателя информативности для последующего сравнения технологий РК.

В традиционном случае задачей специалиста РК является отнесение изображения к одной из двух возможных категорий: дефект или фон. Порог отсечения характеризует индивидуальные особенности классификатора, в данном случае специалиста РК.

ROC-анализ представляет собой графическое изображение зависимости доли истинно положительных и ложноположительных результатов от выбранной точки отсечения. Если ROC-кривая представляет собой прямую, направленную под углом 45° из начала координат в правый верхний угол, то это соответствует случаю отсутствия сколько-нибудь достоверных данных о наличии дефекта (плотности вероятности дефекта и фона совпадают). Точки на этой прямой говорят о том, что тест дает одинаковое число истинноположительных и ложноположительных результатов, следовательно, не видно различий между участками с наличием дефекта и без него. Чем больше площадь под ROC-кривой (AUC), тем выше информативность используемой технологии РК. Идеальная точка отсечения на ROC-кривой будет располагаться в верхнем левом углу системы координат.

Для оценки информативности РК методом построения ROC-кривых был изготовлен тест-объект (рис. 1) – стальная пластина 100×100 мм толщиной 10 мм, разделенная на 100 одинаковых квадратов. В отдельном квадрате допускалось наличие не более одного имитатора дефекта – П-образного паза с шириной раскрытия 0.1 мм. Количество пазов, их координаты и глубина определялись случайным образом. При этом глубина пазов варьировалась от 0.1 до 0.5 мм (шаг дискретизации 0.1 мм). Ширина паза была принята равной 0.1 мм исходя из того, что согласно ГОСТ 7512–82 при выполнении радиографического контроля необходимо обеспечить выявление дефектов именно с такой минимальной шириной раскрытия, т.е. в процессе эксперимента имитировался наиболее сложный для выявления дефектов случай.

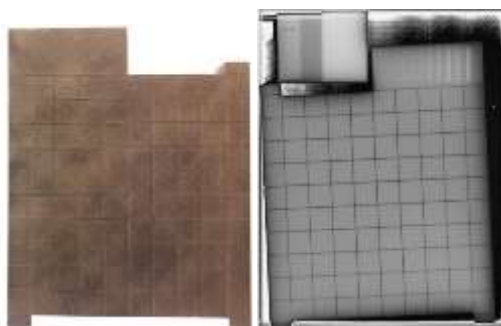


Рис. 1. Фотография и рентгенограмма тест образца.

Тест-образец был изготовлен методом лазерной плавки на 3D-принтере SLM 280HL. Химический состав стали приведен в табл. **Ошибка! Источник ссылки не найден..**

Таблица 1. Химический состав стали 316L

| Массовое содержание элементов, % | | | | | | | | |
|----------------------------------|------|-----|--------|---------|-------|-------|----------|---------|
| C | Mn | Mo | Ti | Si | Cr | Ni | P | S |
| до 0.03 | до 2 | 2-3 | до 0.5 | до 0,75 | 16-18 | 10-14 | до 0.045 | до 0.03 |

Сбор статистических данных для оценки достигнутой информативности при применении конкретной технологии РК для последующего построения ROC-кривых проводили методом экспертного опроса. Снимок/изображение тест-образца (рис. 1) предъявляли для оценки наличия несплошности экспертам по РК. Экспертам необходимо

было поставить в соответствие каждому из 100 элементов изображения одну из категорий решений относительно наличия дефекта, приведенных в табл. **Ошибка! Источник ссылки не найден.**

Таблица 2 Категории суждений при оценке образца экспертами

| №№ | Категория решений | Вероятность наличия несплошности |
|----|---|----------------------------------|
| 1. | В квадрате содержится изображение несплошности | 1 |
| 2. | В квадрате скорее всего присутствует изображение несплошности, запись в протоколе | 0.75 |
| 3. | Для принятия решения о наличии/отсутствии несплошности в квадрате требуется проведение дополнительного исследования | 0.5 |
| 4. | В квадрате скорее всего отсутствует изображение несплошности, не фиксировать в протоколе | 0.25 |
| 5. | В квадрате отсутствует изображение несплошности | 0 |

Таким образом, ответы экспертов фиксировались по 5-балльной шкале по степени его уверенности в наличии дефекта или его отсутствии. Каждой категории ответа соответствовала вероятность наличия несплошности от 0 до 1 с шагом 0.25. По результатам расшифровки одним экспертом можно составить таблицу, содержащую в себе зависимость ответов категории оценок и фактического наличия несплошности в ячейке образца (табл. 3).

Таблица 3. Пример значений категории оценок для одного эксперта

| Фактическое состояние | Число ответов в каждой категории решений | | | | | Всего |
|-----------------------|--|------|-----|------|----|-------|
| | 0 | 0.25 | 0.5 | 0.75 | 1 | |
| Несплошность есть | 14 | 4 | 0 | 9 | 21 | 48 |
| Несплошности нет | 42 | 9 | 0 | 0 | 1 | 52 |

Методика построения частной ROC-кривой

Табл. 3 является основой расчета ROC-кривой для конкретного эксперта (частной ROC-кривой). Для построения точек кривой необходимо вычислить их координаты. При этом ось ординат будет соответствовать вероятности истинно положительных решений, ось абсцисс – вероятности ложноположительных решений.

Для построения первой точки на оси ординат в качестве истинно положительного решения рассматривается решение с максимальной уверенностью (категория с оценкой вероятности 1), т.е. берется значение 21. Это число относится к числу всех элементов тест-образца, содержащих несплошности, т.е. к 48. Получается значение первой точки ординаты 0.44. Вероятность ложноположительного решения по этой же 1-й категории получается отнесением числа 1 (из второй строки) к числу всех элементов тест-образца, не содержащих несплошности, т.е. к 52. Получается значение точки на оси абсцисс, равное 0.02, т.е. начало графика ROC-кривой. Подобным образом определяются координаты точек для остальных категорий решений. Каждая последующая ячейка таблицы рассчитывается как сумма текущей и всех предыдущих категорий. Иными словами, значение в 4-й категории

рассчитывается как сумма 4-й и 5-й; 3-й категории – сумма 3-й, 4-й и 5-й и т.д. В итоге получается таблица значений всех точек для построения ROC-кривой (табл. **Ошибка! Источник ссылки не найден.** и рис. 2).

Для определения AUC как количественного критерия выявляемости несплошностей необходимо суммировать площади на отдельных отрезках $[x_i; x_{i+1}]$:

$$S_i = (y_i + y_{i+1}) \cdot (x_{i+1} - x_i) \cdot 0,5. \quad (1)$$

Площадь под кривой AUC изменяется от 0.5 (нет информативности) до 1.0 (максимальная информативность). Чем больше значение площади, тем более информативной является технология контроля при оценке технологий или выше квалификация эксперта при оценке квалификации экспертов. Значение площади от 0.9 до 1.0 соответствует отличному качеству классификатора, 0.8...0.9 – очень хорошему, 0.7...0.8 – хорошему, 0.6...0.7 – среднему, 0.5...0.6 – неудовлетворительному. Для рис. 3 площадь составила 0.809.

Следует отметить, что рассмотрена методика ручного построения ROC-кривой. На практике более эффективно и целесообразно использовать статистические пакеты коммерческих и бесплатных прикладных программ (SPSS, Stata, R и др.), которые поддерживают процедуры для автоматического построения ROC-кривых по первичным данным.

Таблица 4. Определение координат точек для построения ROC-кривой

| Ось | Координата | | | | |
|-----|------------|------|------|------|------|
| y | 0 | 0.44 | 0.63 | 0.71 | 1.00 |
| x | 0 | 0.02 | 0.02 | 0.19 | 1.00 |

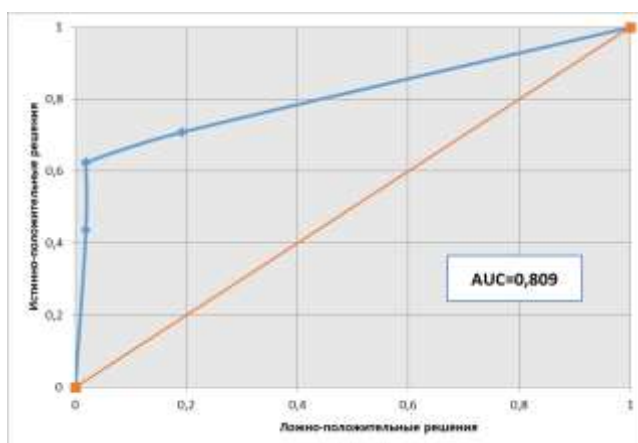


Рис. 2. Пример ROC-кривой, построенной при расшифровке изображения тест-образца конкретным экспертом.

Оценка общей ROC-кривой

Построенная таким образом ROC-кривая отражает мнение лишь одного эксперта и не может считаться объективной. Для того чтобы эксперимент считался статистически значимым, необходимо опросить несколько экспертов, а также определить достаточное их количество для минимизации человеческого фактора.

С этой целью расшифровка одного и того же изображения была выполнена 32 независимыми респондентами. При проведении расшифровок для исключения

психофизических факторов респонденты получали изображения, повернутые различным образом. Для каждого эксперта дополнительно фиксировались: возраст, наличие/отсутствие квалификации, наличие/отсутствие очков. Все эксперты были мужчинами. Далее по всем 3200 наблюдениям и для каждого в отдельности респондента были построены ROC-кривые и рассчитаны площади под ними. На рис. 3 изображена ROC-кривая по всем респондентам. Все расчеты проводились в программе IBM SPSS Statistics 24 (IBM). Получено значение AUC 0.742 (95%-ный доверительный интервал от 0.725 до 0.760).

Отдельно были проанализированы частные значения AUC для экспертов. Несмотря на выборку всего из 32 респондентов, распределение оценки AUC сильно приближено к нормальному: среднее значение 0.74, стандартное отклонение 0.047, медиана 0.748, минимум 0.623, максимум 0.824. Гипотеза о нормальности распределения, проверяемая критерием Шапиро–Уилка, не отвергается ($p = 0.18$). 95%-ный доверительный интервал для средней AUC составил от 0.727 до 0.761. Эти результаты практически совпали с результатами построения AUC по всем наблюдениям.

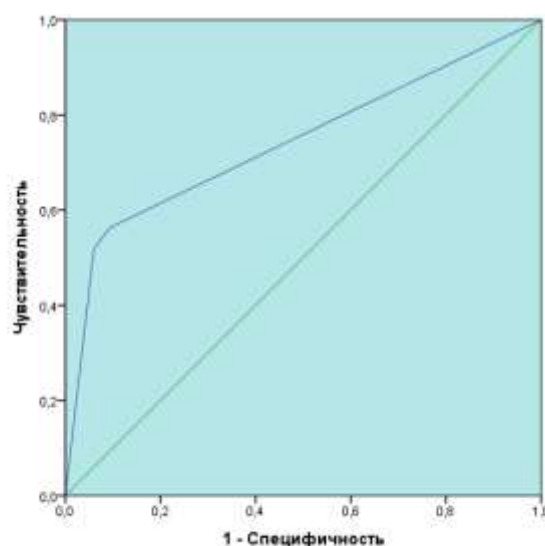


Рис. 3. ROC-кривая, построенная по данным 32 экспертов.

Также было проанализировано влияние психофизических факторов на значение AUC. Коэффициент ранговой корреляции Спирмена между возрастом и AUC равен 0.09 и незначим, среднее значение оценок AUC в группе с квалификацией и без нее, наличием очков и без них статистически незначимо различаются по t -критерию (p -значения соответственно 0.484 и 0.437). Это свидетельствует об отсутствии влияния на результат расшифровки рассматриваемых факторов.

Заключение

Использование аддитивных технологий позволило изготовить тест-образец с имитированными дефектами, который может быть использован для оценки информативности радиографического контроля. Разработанная методика анализа результатов расшифровки тест-образца позволяет получить достоверные результаты, в значительной мере исключая влияние человеческого фактора. Применение предложенной методики позволяет получить количественную оценку информативности рассматриваемой технологии РК.

Литература.

1 Ложкова Д. С., Степанов А. В., Косарина Е. И. Компьютерная радиография, результаты практических исследований и возможность замены пленочных технологий // Вестник МЭИ, 2011, № 3, с. 57 – 62.

2 Сидуленко О. А. Современное состояние и направления совершенствования технологий радиационного контроля // Экспозиция Нефть Газ, 2013, № 3, с. 14 – 16.

3 ГОСТ ISO 17636-2–2017. Неразрушающий контроль сварных соединений. Радиографический контроль. Ч. 2. Способы рентгено- и гаммаграфического контроля с применением цифровых детекторов. М.: Стандартинформ, 2018. 50 с.

4 Галкин Д. И. Оценка информативности изображений, получаемых при рентгеновском контроле // Контроль. Диагностика, 2018, № 10, с. 32 – 37.

КОНЦЕПЦИЯ РАЗВИТИЯ НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ И РАЗРАБОТОК КОНКУРЕНТОСПОСОБНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

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

Аннотация. В работе с использованием данных открытых источников доказана необходимость и целесообразность перевода системы финансирования российского здравоохранения на медицинские накопительные счета (МНС). Дана оценка экономического эффекта от внедрения указанных счетов во всех субъектах Российской Федерации, который составит в первый год 378 млрд. руб., из которых 292 млрд. руб. – это средства на медицинских накопительных счетах граждан, 18,2 млрд. руб. – снижение затрат территориальных бюджетов и фондов ОМС на пенсионеров, 68,6 млрд. руб. – снижение затрат территориальных бюджетов и фондов ОМС за счёт выхода работающих граждан из «тени». Средства на медицинских накопительных счетах могут быть использованы только на медицинское обслуживание, следовательно, примерно 146 млрд. руб. из 292 млрд. руб. граждане потратят на своё более качественное медицинское обслуживание, то есть эти средства попадут в медицинские организации (больницы и поликлиники). Средства, сэкономленные территориальными бюджетами и фондами ОМС, целесообразно направить на исследования, разработку и изготовление конкурентоспособной медицинской техники. Через пять лет экономический эффект составит уже 2,9 трлн. руб. (2 480 млрд. руб. + 88 млрд. руб. + 332 млрд. руб.). Составляющие экономического эффекта те же, что и для первого года внедрения медицинских накопительных счетов. Таким образом, спрос на медицинскую технику, обеспеченный финансированием со стороны медицинских организаций и населения, увеличится в 8 раз и составит примерно 1,240 трлн. руб., а бюджетные средства, которые целесообразно направить на исследование, разработку и изготовление медицинской техники, вырастут примерно в 5 раз и составят 420 млрд. руб.

Введение

В послании президента Российской Федерации федеральному собранию от 1 марта 2018 г подчёркивается «Важнейший базовый показатель благополучия граждан и страны – это, конечно, продолжительность жизни. ... При этом опережающими темпами должна расти

продолжительность именно здоровой, активной, полноценной жизни, когда человека не ограничивают, не сковывают болезни». Для решения этой задачи необходимо существенно увеличить доходы граждан России, мотивировать их к здоровому образу жизни и значительно повысить уровень **отечественного здравоохранения**. Существующая система финансирования здравоохранения, базирующаяся на обязательном медицинском страховании (ОМС) и бюджетном финансировании, не позволяет решить эти задачи. По данным официального интернет-ресурса Федеральной службы государственной статистики в июне 2018 года средняя заработная плата в России составляла 45 848 руб. Соответственно, средние годовые отчисления в Федеральный фонд обязательного медицинского страхования (ФФОМС) на одного работающего составят $45\,848 \cdot 0,051 \cdot 12 = 28\,059$ руб., фактически же в среднем по России до каждого работающего доходит 12 734 руб. [1]. **В 2,2 раза меньше.**

Поскольку отчисления в ФФОМС практически не доходят до работающих граждан, то примерно 29 млн. граждан трудоспособного возраста либо вообще ничего не переводят, либо трудятся в «серую» (официально получают минимальную заработную плату, а остальное – в конвертах), что позволяет им положить «серые» деньги в банк, купить недвижимость и тем самым обеспечить себе достойную старость. При этом они получают такое же медицинское обслуживание, как и все граждане России. **Надо подчеркнуть, что «серая» зарплата выгодна и для работодателей**, поскольку существенно сокращается объем социальных отчислений, а, следовательно, и себестоимость произведенной продукции, оказанных услуг, выполненных работ. Из вышеизложенного следует сделать вывод, что **существующая система финансирования здравоохранения не эффективна и принуждает работающих и работодателей уходить в тень.**

При такой тенденции роста числа работающих граждан, ничего не перечисляющих или получающих «серую» зарплату, финансирование медицинского обеспечения граждан Российской Федерации, **будет только уменьшаться.**

Медицинские накопительные счета

На кафедре «Финансы» Московского государственного технического университета имени Н.Э. Баумана (национального исследовательского университета) с использованием опыта Сингапура [2], США, Китая [3] и ЮАР разработаны технологии финансирования здравоохранения, в соответствии с которыми предприятия перечисляют социальные платежи не в ФФОМС, а на размещенные в банках МНС граждан, работающих на этих предприятиях. Перевод системы финансирования здравоохранения на МНС, которые размещены в банках, принципиально изменяет взаимоотношения между пациентом и медицинской организацией. Теперь не страховые медицинские компании (СМО) рассчитываются с медицинской организацией за **обезличенного** пациента, а сам гражданин со своего МНС оплачивает оказываемые ему медицинские услуги. Такой принципиально новый подход, когда МНС является личной собственностью, **стимулирует граждан к заботе о своем здоровье, росту производительности труда и ответственности за свое будущее.** Естественно, для того чтобы обеспечить финансирование работающих граждан с низкой заработной платой, детей и пенсионеров, нельзя все 5,1% заработной платы переводить на МНС. Наши расчеты показали, что 3,2% следует направлять на МНС граждан, а 1,9% в ФФОМС для финансирования работников с низкой заработной платой, детей и пенсионеров [1, 4, 5].

Внедрение МНС выгодно и для территориальных бюджетов, поскольку ежегодно средства, выделяемые на финансирование граждан старше трудоспособного возраста (пенсионеров), можно уменьшать на 1/36 часть, составляющую по России примерно 18,2 млрд. руб., потому что за свою трудовую деятельность они накопят на своих МНС денежные средства на медицинское обслуживание после выхода на пенсию.

Как было отмечено выше, примерно 29 млн. граждан трудоспособного возраста трудятся в «серую». Введение МНС станет для них серьезным стимулом выйти «из тени», так как деньги, перечисляемые на МНС, – это навсегда только их деньги, которые они смогут направить на свое медицинское обслуживание, а средства сверх неснижаемого остатка использовать по своему усмотрению (купить жилье, получить образование, перевести на пенсионные накопления, передать по наследству).

В монографии [4] и статьях [1, 5, 6], приведены модели перехода здравоохранения на финансирование с использованием МНС по всем 85 регионам России и дана оценка экономического эффекта, который составит за первый год внедрения МНС (в млрд. руб.): 292 (средства на МНС граждан) + 18,2 (снижение затрат территориальных бюджетов и фондов ОМС на пенсионеров) + 68,6 (снижение затрат территориальных бюджетов и фондов ОМС за счет выхода работающих из «тени») = 378 млрд. руб. Средства на МНС могут быть использованы только на медицинское обслуживание, следовательно, примерно 146 млрд. руб. из 292 млрд. руб. граждане потратят на своё более качественное медицинское обслуживание, то есть эти средства попадут в медицинские организации (больницы и поликлиники). Средства, сэкономленные территориальными бюджетами и фондами ОМС (18,2 + 68,6 = 87,6 млрд. руб.), **целесообразно** направить на исследования, разработку и изготовление конкурентоспособной медицинской техники.

Анализ полученных результатов

На наш взгляд, по приоритетам развития России **здоровье нации** находится на втором месте после суверенитета. Выше было показано, что для решения этой задачи необходимо увеличить доходы граждан (уровень жизни), мотивировать их к здоровому образу жизни, **повысить уровень здравоохранения**. Внедрение МНС позволит быстрыми темпами решить эти три задачи.

Более детально остановимся на уровне здравоохранения, которое во многом зависит от используемой в медицинских организациях медицинской техники. В предыдущем абзаце показано, что уже после первого года внедрения МНС экономия бюджетных средств составит почти 88 млрд. руб., из которых 44 млрд. руб. целесообразно направить на исследования и разработку медицинской техники, оставшиеся 44 млрд. руб. – на финансирование изготовителей медицинской техники.

Потребителями медицинской техники являются медицинские организации и граждане России. Выше показано, что после первого года внедрения МНС на счетах граждан накопится 292 млрд. руб., из которых 146 млрд. руб. поступит дополнительно в медицинские организации и 146 останется у граждан. Соответственно для своего развития медицинские организации потратят примерно половину (73 млрд. руб.) на закупку медицинской техники. Примерно такую же сумму со своих МНС граждане также потратят на медицинскую технику, позволяющую контролировать и улучшать их здоровье. Другими словами, спрос на медицинскую технику уже в первый год внедрения МНС, обеспеченный финансированием

(без участия государства), составит 146 млрд. руб. и превысит бюджетные расходы на исследование, разработку и изготовление медицинской техники, равные 88 млрд. руб.

К 2025 г. (через пять лет) экономический эффект от внедрения в повседневную медицинскую практику МНС составит: $2\,480 + 88 + 332 = 2\,900$ млрд. руб. Составляющие экономического эффекта те же, что и для первого года внедрения МНС. В соответствии с этими цифрами спрос на медицинскую технику, обеспеченный финансированием со стороны медицинских организаций и населения, увеличится в 8 раз и составит примерно 1 240 млрд. руб., а бюджетные средства, которые целесообразно направить на исследование, разработку и изготовление медицинской техники, вырастут примерно в 5 раз и составят 420 млрд. руб. В 2020-ом году национальный проект «Наука» предусматривает расходы на науку в размере 49 млрд. руб., в 2021-ом году расходы равны 62 млрд. руб. В случае перехода на МНС с 2020-ого года уже к 2021-ому году дополнительные средства на исследования, разработку и изготовление конкурентоспособной медицинской техники составят 234 млрд. руб.

Литература

1. Соколов Е.В., Костырин Е.В. Обоснование необходимости и эффективности внедрения медицинских накопительных счетов для всех субъектов Российской Федерации и России в целом // Экономика и управление: проблемы, решения, 2018, № 11, т. 1, с. 52-64.

2. Abeysinghea T.A., Lim J. Singapore's Healthcare Financing: Some Challenges. Singapore: Health Services Correspondence, 2010. 18 p.

3. Gao Q., Zhang Y., Yang S., Li S. The divided Chinese welfare system: do health and education change the picture? *Social Policy and Society*, 2018, vol. 17, no. 2, pp. 227-244. DOI: 10.1017/S1474746417000100

4. Соколов Е.В., Костырин Е.В. Прорывные технологии финансирования здравоохранения, пенсионного обеспечения и экономики России: монография. М.: Научная библиотека, 2018. 180 с.

5. Соколов Е.В., Костырин Е.В. Прорывные технологии финансирования больниц города Москвы // Экономика и управление: проблемы, решения, 2019, № 1, т. 3, с. 22–39.

6. Kostyrin E.V., Sokolov E.V. (2019). The Funding Mechanism for the Development and Implementation of X-ray Equipment on the Basis of Medical Savings Accounts. 5th International Conference on X-ray, Electrovacuum and Biomedical Technique. AIP Conference Proceedings 2089, 020019 (2019); <https://doi.org/10.1063/1.5095748>.

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

Подписано в печать 25.11.19. Формат 60×84 1/16.
Бумага офсетная. Печать цифровая. Печ. л. 8,0.
Гарнитура «Times New Roman». Тираж 50 экз. Заказ 130.

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



**САНКТ-ПЕТЕРБУРГ
СПБГЭТУ «ЛЭТИ»**