

*На правах рукописи*

**КОЖЕВНИКОВ Данила Александрович**

**РАЗВИТИЕ МЕТОДА  
МУЛЬТИЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ  
ТОМОГРАФИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ ДЕТЕКТОРОВ  
НА ОСНОВЕ МИКРОСХЕМ  
СЕМЕЙСТВА MEDIPIX**

**Специальность 01.04.01 —  
«Приборы и методы экспериментальной физики»**

**АВТОРЕФЕРАТ**  
**диссертации на соискание ученой степени**  
**кандидата физико-математических наук**

**ДУБНА – 2019**

Работа выполнена в Международной межправительственной организации Объединенный институт ядерных исследований.

#### НАУЧНЫЙ РУКОВОДИТЕЛЬ:

ШЕЛКОВ Георгий Александрович – кандидат физико-математических наук, Объединенный институт ядерных исследований, г. Дубна.

#### ОФИЦИАЛЬНЫЕ ОППОНЕНТЫ:

ПОДУРЕЦ Константин Михайлович – доктор физико-математических наук, Научно исследовательский центр «Курчатовский Институт», Курчатовский комплекс синхротронно-нейтронных исследований, г. Москва, главный научный сотрудник.

СЫРЯМКИН Владимир Иванович – доктор технических наук, профессор, Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский Томский государственный университет», Факультет инновационных технологий, г. Томск, заведующий кафедрой управления качеством.

ВЕДУЩАЯ ОРГАНИЗАЦИЯ: – Федеральное государственное учреждение «Федеральный научно-исследовательский центр «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук, г. Москва.

Защита диссертации состоится «6» декабря 2019 г. в «12:00» часов на заседании диссертационного совета Д 003.016.03 Федерального государственного бюджетного учреждения науки Института ядерной физики им. Г. И. Будкера СО РАН.

Адрес: 630090, г. Новосибирск, проспект Академика Лаврентьева, 11.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Федерального государственного бюджетного учреждения науки Института ядерной физики им. Г.И. Будкера СО РАН и на сайте [www.inp.nsk.su/images/diss/Kozhevnikov\\_disser.pdf](http://www.inp.nsk.su/images/diss/Kozhevnikov_disser.pdf)

Автореферат разослан «16» октября 2019 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета  
доктор физ.-мат. наук

П. А. Багрянский

## Общая характеристика работы

**Актуальность темы.** В настоящее время рентгеновская томография (РТ) часто используется в качестве метода трёхмерной визуализации и неразрушающего исследования внутренней структуры множества объектов различной природы в самых разных областях, таких как медицина [1], промышленность [2], геология [3] и др. Множество научных групп в России и за рубежом работают над развитием методов РТ. Основное внимание уделяется повышению пространственного разрешения, определению оптимальных условий сканирования объекта, снижению лучевой нагрузки, развитию алгоритмов вычислительной реконструкции, анализу реконструируемых изображений и определению пространственного распределения фазового состава образца.

До недавних пор, детекторы рентгеновского излучения, применяемые для рентгенографии и РТ, позволяли измерять только распределение интегральной интенсивности в плоскости детектора. На основе этой информации с помощью методов вычислительной реконструкции может быть получено трёхмерное пространственное распределение рентгеновской плотности исследуемого объекта – линейного коэффициента ослабления (ЛКО). Этот коэффициент зависит от энергии излучения и, если не считать резкого увеличения ЛКО на К-крае в характеристическом спектре поглощения, убывает с ростом энергии. В большинстве случаев используется полихроматическое рентгеновское излучение, поэтому восстанавливается эффективный ЛКО, усредненный по спектру излучения. Спектр полихроматического излучения искажается по мере прохождения через вещество, при этом среднее значение сдвигается в область более высоких энергий. Это называется эффектом ужесточения пучка и в случае РТ приводит к появлению артефактов на восстановленном изображении объекта.

Однако, рентгеновское излучение имеет электромагнитную природу и характеризуется не только интенсивностью, но и такими параметрами, как фаза, поперечная поляризация и энергия. С появлением гибридных полупроводниковых детекторов с возможностью счета одиночных фотонов [4–12], позволяющих задать один или несколько энергетических порогов (измерить энергию зарегистрированного фотона), становится возможным получить дополнительную информацию о спектре излучения, прошедшего через объект. Эта информация может быть учтена при вычислительной реконструкции, что позволяет уменьшить артефакты, связанные с эффектом ужесточения пучка, помогает сегментировать объект на области с различным элементным составом, а также делает принципиально возможной идентификацию веществ. Для сопоставления энергетического порога, заданного в условных единицах детектора, с единицами измерения энергии, требуется предварительная калибровка детектора.

Большинство используемых в РТ детекторов основаны на косвенной регистрации рентгеновского излучения, которое сначала конвертируется в видимый свет в слое сцинтиллятора и только затем детектируется. Это ограничивает пространственное и энергетическое разрешение детектора. Гибридные полупроводниковые детекторы с прямой регистрацией рентгеновского излучения позволяют использовать в качестве материала чувствительного объема не только кремний, но и другие материалы с большим зарядом ядра и соответственно лучшей эффективностью регистрации, такие как арсенид галлия и теллурид кадмия [13]. Каждый из этих материалов имеет свои достоинства и недостатки, при чем выбор между тем или иным материалом чувствительного объема детектора как правило определяется задачей и является компромиссом.

Разработанный в Новой Зеландии рентгеновский микротомограф MARS [14] с детектором на основе микросхем семейства Medipix предназначен для исследования и применения методов мультэнергетической РТ. Микротомограф MARS позволяет проводить сканирование образцов длиной до 30 см и диаметром до 10 см с помощью небольшого детектора, снимающая панорамные изображения. Микротомограф сконструирован по аналогии с медицинским компьютерным томографом: рентгеновский источник и детектор вращаются вокруг образца. Имеется возможность варьирования геометрического увеличения за счет изменения расстояний между рентгеновским источником, образцом и детектором. Для правильной реконструкции изображения образца необходимо знать точно геометрические параметры томографа, такие как угол наклона детектора рентгеновского излучения относительно оси вращения, положения источника рентгеновского излучения, оси вращения и детектора друг относительно друга. Для этого требуется тщательная механическая юстировка томографа.

Метод РТ, основанный на проведении измерений с несколькими разными спектрами или несколькими энергетическими порогами, называется мультэнергетической (спектральной, цветной) РТ.

**Целью** данной работы является разработка метода определения пространственного распределения веществ с применением детекторов на основе микросхем семейства Medipix.

Для достижения поставленной цели необходимо было решить следующие **задачи**:

1. Создать инструментарий для Монте-Карло моделирования детектора на основе микросхем семейства Medipix, позволяющий выбрать оптимальные параметры детектора в зависимости от задачи.
2. Разработать методику выравнивания энергетического отклика пикселей детектора на основе микросхемы семейства Medipix.
3. Разработать процедуру механической юстировки микротомографа MARS.

4. Разработать методику мультиэнергетического рентгеномографического сканирования и реализовать в виде программного обеспечения для управления томографом и проведения мультиэнергетического сканирования.
5. Разработать методику обработки данных мультиэнергетического рентгеномографического сканирования и реализовать в виде программного обеспечения.
6. Разработать методику анализа мультиэнергетических рентгеновских томограмм, позволяющую сегментировать образец на области с различным элементным составом и идентифицировать вещества, реализовать в виде программного обеспечения.

### **Научная новизна:**

1. Создан инструментарий для Монте-Карло моделирования детектора на основе микросхем семейства Medipix и проведено сравнение её предсказаний с экспериментальными измерениями.
2. Предложен оригинальный метод выравнивания энергетических порогов пикселей детектора на основе микросхемы семейства Medipix по краю спектра рентгеновской трубки на произвольной энергии с одновременной энергетической калибровкой детектора.
3. Впервые детекторы на основе микросхемы Timerix и чувствительным объемом из арсенида галлия толщиной 300 мкм и 500 мкм применены для мультиэнергетического рентгеномографического исследования.
4. Разработана новая процедура комплексной механической юстировки микротомографа MARS.
5. Проведены томографические сканирования серии геологических и медицинских образцов с применением детектора Medipix.
6. Продемонстрирован способ повышения качества идентификации веществ с помощью сегментации реконструированного изображения образца на основе зависимости линейного коэффициента ослабления от энергии.
7. Впервые предложена и реализована идея трехслойного детектора на основе микросхем Timerix с чувствительными объемами из кремния, арсенида галлия и теллурида кадмия.

### **Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Идентифицированы рентгеноконтрастные вещества Ca, I, Gd, Au с концентрациями 240 мг/мл, 18 мг/мл, 8 мг/мл, 8 мг/мл с помощью метода мультиэнергетической рентгеновской томографии с применением детектора на основе микросхемы Timerix.
2. В три раза сокращено время сканирования за счет увеличения количества энергетических измерений, получаемых за одну экспозицию, с применением трехслойного детектора на основе микросхем

- Тimerix с чувствительными объемами из кремния, арсенида галлия и теллурида кадмия.
3. Достигнуто энергетическое разрешение 2.2% в диапазоне энергий от 20 до 55 кэВ для гибридного полупроводникового детектора на основе микросхемы Timerix с чувствительным объемом из арсенида галлия толщиной 1000 мкм благодаря применению метода выравнивания энергетических порогов пикселей детектора по краю спектра рентгеновской трубки.
  4. Дисперсия носителей заряда, образовавшихся в результате поглощения фотона с энергией 18 кэВ в детекторе на основе микросхемы Timerix с чувствительным объемом из арсенида галлия толщиной 1000 мкм при напряжении -500 В, вблизи пикселей составляет 12.6 мкм, что показано совместным анализом результатов моделирования методом Монте-Карло и экспериментальных измерений.
  5. В рентгеновском микротомографе MARS достигнуто пространственное разрешение 80 мкм за счет применения процедуры комплексной механической юстировки.

**Апробация работы.** Основные результаты работы докладывались на:

1. Балтийская школа-семинар «Петромодель2013», <http://www.petromodel.ru/>, Петергоф, Ленинградская область, 16-20 сентября 2013 г.
2. Всероссийская научная конференция «Практическая микротомография», <http://www.microctconf.com/>, Москва, 2-4 октября 2013 г.
3. Балтийская школа-семинар «Петромодель2014», <http://www.petromodel.ru/>, Петергоф, Ленинградская область, 15-19 сентября 2014 г.
4. Всероссийская научная конференция «Практическая микротомография», <http://www.microctconf.com/>, Санкт-Петербург, 1-4 октября 2014 г.
5. XVIII международная конференция молодых ученых и специалистов, Дубна, 24-28 февраля 2014 г.
6. LINC – Leipzig Interventional Course, <http://www.leipzig-interventional-course.com>, Leipzig, Germany, 26-29 January 2016.
7. 6-я Санкт-Петербургская школа (с международным участием) по диагностике и лечению атеросклероза, Санкт-Петербург, 25–26 февраля 2016 г.
8. ESVS Spring Meeting 2016, Institute of Child Health University College, London, UK, 13-14 May 2016.
9. IWORiD-2016, Barcelona, Spain, 3-7 July 2016.

10. XVII международная конференция "Физико-химические и петрофизические исследования в науках о Земле Москва, ИФЗ РАН, 26-30 сентября 2016 г.
11. LASNPA-WONP-NURT 2017, Havana, Cuba, 23-27 October 2017.
12. Совещание коллаборации Medipix, CERN, Geneva, Switzerland, 14-15 March 2018.
13. IWORiD-2018, Sunsvall, Sweden, 24-28 June 2018.
14. MARS spectral CT workshop, New Zealand, Christchurch, 7-8 November 2018.
15. Nuclear Science Symposium (NSS) and Medical Imaging Conference (MIC), Sydney, Australia, 10-17 November 2018.

**Личный вклад.** Автор разработал инструментарий для моделирования отклика гибридного полупроводникового детектора на основе микросхем Medipix и провел сравнение его предсказаний с экспериментальными измерениями. Автор предложил метод выравнивания энергетических порогов пикселей детектора на основе микросхемы семейства Medipix с одновременной энергетической калибровкой детектора. Автор предложил одновременно использовать несколько детекторов на основе микросхем семейства Medipix с чувствительными объемами из кремния, арсенида галлия и теллурида кадмия, объединяя их в трехслойный детектор. Автор разработал методику рентгеномографического сканирования, методику предварительной обработки данных мультиэнергетической рентгеновской томографии, методику обработки реконструированных спектральных изображений и определения пространственного распределения веществ, а также программное обеспечение: для управления томографом; для предварительной обработки данных спектрального рентгеномографического сканирования; для анализа реконструированных спектральных изображений и декомпозиции их на базисные вещества. Автор внёс существенный вклад в разработку методики механической юстировки микротомографа MARS. Автор провел сканирование серии геологических и медицинских образцов.

**Публикации.** Основные результаты по теме диссертации изложены в 25 печатных изданиях, 5 из которых изданы в журналах, рекомендованных ВАК, 12 — в тезисах докладов.

## Содержание работы

Во **введении** обосновывается актуальность исследований, проводимых в рамках данной диссертационной работы, приводится обзор научной литературы по изучаемой проблеме, формулируется цель, ставятся задачи работы, излагается научная новизна и личный вклад автора.

**Первая глава** посвящена основам метода мультиэнергетической рентгеновской томографии.

Кратко рассмотрены источники рентгеновского излучения, из которых наибольший интерес в рамках проведенного исследования представляют микрофокусные рентгеновские трубки, имеющие полихроматический спектр излучения. Далее рассмотрены механизмы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом, в результате которого ослабевает его интенсивность. Основными эффектами являются фотоэффект и комптоновское рассеяние. Вероятность поглощения фотона в результате фотоэффекта меняется скачком, когда энергия фотона сравнивается с энергией ионизации очередной электронной оболочки. И, если энергия фотона больше энергии ионизации К-оболочки, она примерно пропорциональна заряду ядра атома вещества в пятой степени. Вероятность комптоновского рассеяния обратно пропорциональна энергии фотона и прямо пропорциональна заряду ядра атома вещества. Суммарное ослабление полихроматического излучения подчиняется обобщенному закону Бугера-Ламберта-Бэра:

$$I = \int_E I_0(E) e^{-\int_x \mu(x,E) dx} dE,$$

где  $I$  – интенсивность прошедшего излучения,  $I_0$  – интенсивность падающего излучения,  $E$  – энергия излучения,  $x$  – толщина вещества, на котором происходит ослабление,  $\mu$  – линейный коэффициент ослабления, зависимость которого от энергии индивидуально для каждого вещества.

Далее рассматриваются детекторы рентгеновского излучения, такие как фотопластинки и цифровые детекторы рентгеновского излучения, делящиеся на детекторы с прямой и косвенной регистрацией излучения. Отмечены достоинства и недостатки детекторов. Затем приводятся методы вычислительной реконструкции, которые можно разделить на прямые и итеративные. Последние делятся на алгебраические и статистические методы, наиболее продвинутые и перспективные среди которых основаны на математической модели и учитывают как можно больше информации об измерении: геометрические параметры установки, размер фокусного пятна источника, спектр излучения источника, априорную информацию об объекте, функцию отклика детектора.

Приводится описание мультэнергетической рентгеновской томографии, основанной на индивидуальной для каждого вещества зависимости линейного коэффициента ослабления от энергии, что позволяет идентифицировать различные вещества и определить их пространственное распределение. Рассмотрены алгоритмы идентификации веществ, делящиеся на три класса: разложение теневых проекций на вещества и последующая реконструкция; определение концентраций веществ в процессе реконструкции; разложение на отдельные вещества реконструированных данных.

Во второй части первой главы рассмотрены поколения детекторов семейства Medipix. На момент проведения исследования существовало три поколения детекторов: Medipix(1), Medipix2 и Timerix(1), Medipix3(RX)



и Timerix3 и разрабатывалось четвертое поколение детекторов: Medipix4 и Timerix4, а также детектор Timerix2. Сравнение наиболее важных для рентгенографии характеристик микросхем семейства Medipix 1.

Таблица 1 — Сравнение наиболее важных для рентгенографии характеристик микросхем семейства Medipix.

	Medipix 2	Timerix1		Medipix3RX		Timerix3	
режим	Medipix	Medipix	TO T	Medipix	Medipix супер-пиксель	Medipix & суммарный TOT	TOT & TOA
размер пикселя	55 × 55 □□2	55 × 55 □□2		55 × 55 □□2	110 × 110 □□2	55 × 55 □□2	
количество пикселей	256 × 256	256 × 256		256 × 256	128 × 128	256 × 256	
количество порогов по энергии	2	1	-	2	8	1	-
количество счетчиков	1	1		2	8	1	
измерение энергии каждой частицы	нет	-	да	-		-	да
разрядность счетчика, бит	14	14		12		10 (Medipix) + 14 (TOT)	10 (TOT) + 18 (TOA)
количество подстроечных битов	3	4		5		4	
шум предусилителя, □-	80	75		85	180	90	
суммирование заряда		-		да	да	-	-
предельная нагрузка, кГц пиксель	100	100	<0.01	100		100	≈ 0.6

**Вторая глава** посвящена моделированию отклика гибридного полупроводникового детектора на основе микросхемы семейства Medipix методом Монте-Карло и его верификации по измерениям на синхротронном источнике. Характеристики детектора на основе микросхемы семейства Medipix с чувствительным объемом из полупроводника, такие как эффективность регистрации частиц, пространственное и энергетическое разрешения, зависят от многих параметров: материал полупроводника, приложенное к нему напряжение, размер пикселя, характеристики предусилителя, тип и энергия регистрируемой частицы. Моделирование позволяет сократить расходы и время на подбор оптимального материала, его толщины и типа микросхемы, в зависимости от задачи и требований к характеристикам детектора. с помощью моделирования может быть рассчитана функция энергетического и пространственного отклика детектора. Учет этих функций в составе оператора прямого проецирования позволяет более точно описать измеренные данные, а значит и провести более точную реконструкцию. Кроме того, моделирование позволяет оценить влияние и вклад различных процессов и параметров детектора в энергетическое и пространственное разрешение.

Для каждого события взаимодействия частицы с веществом чувствительного объема сохраняется информация о пространственном распределении величины энерговыделения, полученная с помощью набора библиотек Geant4[15]. Учитываются следующие основные физические процессы:

фотоэффект, комптоновское рассеяние, флюоресценция, эффект Оже. На основе информации об энерговыделении, формируется начальное распределение электрон-дырочных пар. Количество электрон-дырочных пар имеет гауссово распределение со средним значением равным отношению выделившейся энергии к энергии образования одной электрон-дырочной пары, а дисперсия определяется фактором Фано. Образовавшиеся носители заряда дрейфуют под воздействием электрического поля, в следствии приложенного к чувствительному объему напряжения. При этом носители заряда в процессе дрейфа диффундируют в сторону меньшей концентрации, что приводит к уширению облака зарядов. Заряд, наведенный на пикселе единичным движущимся носителем заряда согласно теореме Рамо-Шокли определяется весовым потенциалом. По мере дрейфа носителей заряда в полупроводнике в результате их рекомбинации и временного захвата ловушками, часть носителей не достигает электродов. Неполный сбор заряда влияет не только на энергетическую калибровку детектора, но и на энергетическое разрешение.

В предусилителе к наведенному заряду подмешивается гауссов шум. Коэффициент усиления, вследствие наличия производственных допусков, отличается от пикселя и имеет нормальное распределение. Сигнал, наведенный на пикселях детектора пропорционален величине энерговыделения и зависит от его пространственного распределения относительно пикселей детектора (см. рисунок 1). После предусиления сигнал дискриминируется по порогу. Согласно дизайну дискриминатора, порог задается достаточно точно, однако он варьируется от пикселя к пикселю. На рисунке 2 показан моделированный спектр моноэнергетического излучения с энергией фотонов 25 кэВ. Кроме пика, соответствующего энергии излучения, виден пик флюоресценции с энергией около 10 кэВ и пик одиночного вылета вблизи 15 кэВ, а также фон, обусловленный эффектом распределения заряда на соседние пиксели.

Для изучения эффекта распределения заряда была проведена серия измерений на синхротронном источнике VEPP-3М, расположенном в Институте ядерной физики им. Г. И. Будкера СО РАН, г. Новосибирск, Россия, на станции "Томография и микроскопия". Измерения проводились с детектором на основе электроники считывания Timerix в режиме счета частиц и чувствительным объемом из GaAs:Cr толщиной 1 мм. Для анализа результатов измерений было проведено моделирование пиксельного детектора со счетом одиночных фотонов. Известные параметры модели детектора были зафиксированы.

Результаты моделирования (см. рисунки 3, 4) хорошо согласуются с экспериментальными данными для измерений в границах пикселя и ближайшей окрестности  $\pm 2.5$  мкм. Расхождение за пределами пикселя связано с тем, что при моделировании ввиду отсутствия точной информации о коллиматоре не достаточно точно учитывалась его форма и толщина, не

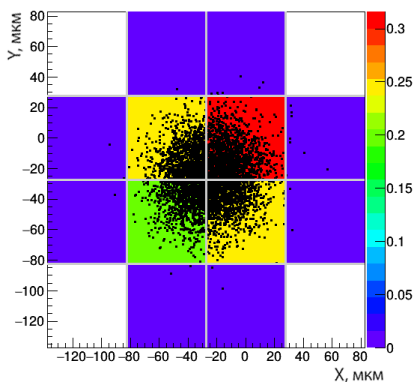


Рис. 1 — Моделирование регистрации фотона с энергией 25 кэВ детектором (GaAs 1000 мкм, напряжение -500 В). Показано распределение заряда вблизи пикселей детектора (цвет соответствует доли заряда, приходящейся на пиксель).

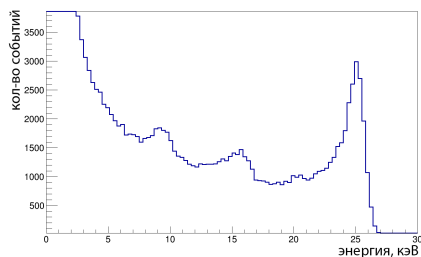


Рис. 2 — Моделирование отклика детектора (GaAs 500 мкм, напряжение -1000 В) на моноэнергетическое излучение с энергией 25 кэВ.

учитывалось рассеянное на нем излучение. Рассчитанная дисперсия носителей заряда вблизи пикселей составила:  $\sigma_{\text{диффузии}} = 12.6$  мкм.

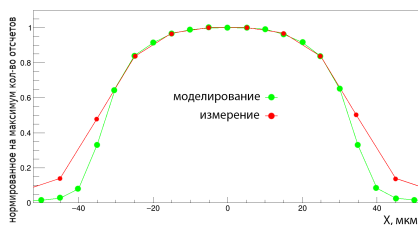


Рис. 3 — Зависимость числа отсчетов от положения пучка излучения нормированных на максимальное значение, 0 соответствует центру пикселя. Красным — экспериментальные измерения, зеленым — моделирование. Точки соединены линиями для лучшей визуализации.

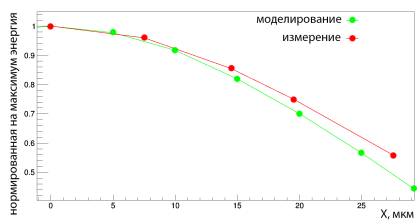


Рис. 4 — Зависимость энергии в пике от положения пучка излучения нормированная на максимальное значение, 0 соответствует центру пикселя. Красным — экспериментальные измерения, зеленым — моделирование. Точки соединены линиями для лучшей визуализации.

**Третья глава** посвящена энергетической калибровке детектора семейства Medipix по краю спектра рентгеновской трубки. В первом разделе представлен краткий анализ существующих методов выравнивания

энергетических порогов пикселей детектора. Во втором разделе приведено описание предложенного метода. В третьем разделе приводятся результаты применения предложенного метода и его сравнение с наиболее широко применяемым на практике методом выравнивания энергетических порогов пикселей детектора по краю шума усилителя.

Анализ существующих методов выявил их недостатки для устранения которых был разработан метод выравнивания энергетических порогов пикселей детектора с одновременной энергетической калибровкой по краю спектра рентгеновской трубки. Предлагаемый метод с точки зрения реализации похож на все остальные методы выравнивания энергетических порогов пикселей детектора: проводится серия сканирований глобального порога ТНЛ при различных значениях локальной подстройки энергетического порога общей для всех пикселей для нескольких диапазонов локальной подстройки. На основе зависимости счета от порога в каждом пикселе сначала определяется диапазон локальной подстройки, затем определяется уровень локальной подстройки в каждом пикселе. Отличие от других методов заключается в выборе целевого значения для выравнивания энергетических порогов пикселей – край спектра рентгеновской трубки.

Экспериментальная проверка метода проводилась на двух детекторах: с чувствительным объемом из GaAs:Cr толщиной 500 мкм при напряжении  $U_{bias} = -900$  В и 1000 мкм при напряжении  $U_{bias} = -600$  В. В качестве источника излучения использовалась рентгеновская трубка Hamamatsu X-ray source L10951.

Процедура выравнивания энергетических порогов пикселей детектора была применена к детектору с чувствительным объемом толщиной 500 мкм в диапазоне энергий от 20 кэВ до 60 кэВ с шагом 1 кэВ. Показано, что предложенный метод выравнивания энергетических порогов пикселей детектора позволяет существенно улучшить качество получаемых рентгеновских изображений и уравнивать счет в пикселях (см. рисунок 6).

Для сравнения предложенного метода выравнивания энергетических порогов по краю спектра с традиционным, основанным на электронном шуме усилителя, было измерено положение края спектра рентгеновской трубки в диапазоне энергий от 20 кэВ до 55 кэВ с шагом 5 кэВ с помощью детектора на основе микросхемы Timerix и чувствительным объемом из GaAs:Cr толщиной 1000 мкм. Применение калибровки по краю спектра рентгеновской трубки позволило уменьшить дисперсию распределения пикселей по положению края спектра рентгеновской трубки более чем на 2.5 раза начиная с энергии около 20 кэВ (см. рисунок 5).

Другой способ сравнить два метода выравнивания энергетических порогов заключается в измерении положения  $K_{\alpha}$ -линии определенного элемента. Измерение проводилось при облучении детектора характеристическим излучением индия. Распределения положения  $K_{\alpha}$ -линии индия по пикселям детектора приведены на рисунке 7. Полуширина на полу-высо-

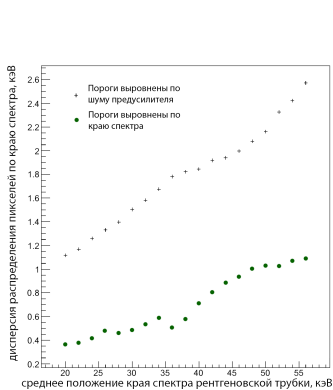


Рис. 5 — Зависимость дисперсии распределения пикселей по положению края спектра рентгеновской трубки от энергии.

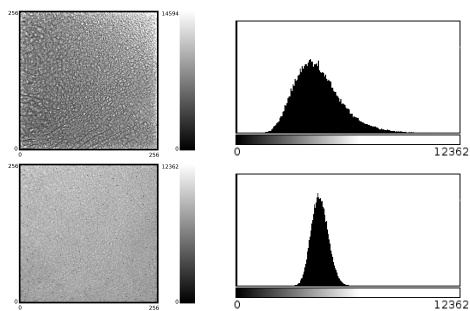


Рис. 6 — Изображения получены при засветке детектора характеристическим излучением от фольги из тантала (слева) и соответствующие распределения пикселей по числу отсчетов в них (справа), сверху – калибровка по электронному шуму, снизу – калибровка по краю спектра рентгеновской трубки на энергии, соответствующей  $K_{\alpha}$ -линии тантала.

те, как и полуширина на одной десятой от высоты распределения уменьшились примерно на 11%. Побочные эффекты на краях распределения частично связаны с плохим энергетическим разрешением детектора с толстым чувствительным объемом – не для всех пикселей удалось определить положение  $K_{\alpha}$ -линии индия, особенно вблизи структурных дефектов чувствительного объема.

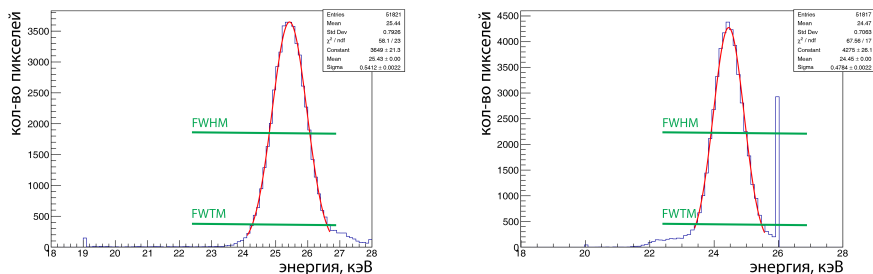


Рис. 7 — Распределение положения  $K_{\alpha}$ -линии индия. В случае, когда энергетические пороги выровнены по электронному шуму (а) и с помощью предложенного метода (б). Фольга из индия облучалась рентгеновским источником при напряжении 60 кВ.

В **четвертой** главе приведено описание рентгеновского микротомографа MARS (Medipix All Resolution System) произведенного компанией MARS bioimaging Ltd.[14], установленного и доработанного в Лаборатории ядерных проблем (ЛЯП) Объединенного института ядерных исследо-

ваний (ОИЯИ), который предназначен для трехмерного мультиэнергетического исследования образцов. Микротомограф MARS реализован по аналогии с классическим медицинским томографом, в котором образец остается неподвижным в процессе сканирования, а источник рентгеновского излучения и детектор, закрепленные на штативно-поворотном устройстве (гентри), вращаются вокруг образца (Рис. ??). Изначально, микротомограф MARS был оборудован камерой с двумя детекторами на микросхемы Medipix3.1[16] и рабочего объема из GaAs:Cr[17] толщиной 500 мкм. В качестве источника рентгеновского излучения используется рентгеновская трубка SB-120-350 [18], с током 10-350 мкА, пиковым напряжением 60-120 кВ и фокусным пятном  $> 75$  мкм, работающая в режиме непрерывного излучения. В последствии, микротомограф был переоборудован так, чтобы можно было использовать и другие детекторы, на основе микросхем Timerix с рабочим объемом из Si или GaAs:Cr различной толщины.

Правильная реконструкция в схеме с коническим пучком требует точного знания нескольких геометрических параметров: положение оси вращения, положение источника рентгеновского излучения относительно камеры, углы наклона камеры. Использование неправильных параметров приводит к неправильной реконструкции образца. Неточность юстировки камеры, источника рентгеновского излучения и гентри, на котором они расположены, влечет необходимость калибровки томографа. Приводится описание разработанной процедуры механической калибровки, позволяющей определить угол наклона камеры, положение проекции источника на плоскость камеры, и уточнить расстояние от рентгеновского источника до камеры. В первом случае реконструкция изображения выполнена с использованием номинальных параметров геометрии (Рис. 8). Во втором случае были применены поправки полученные в результате процедуры геометрической калибровки томографа (Рис. 9).

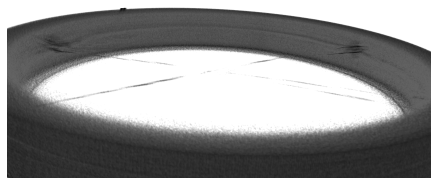


Рис. 8 — Реконструированное изображение фантома с использованием номинальной геометрии

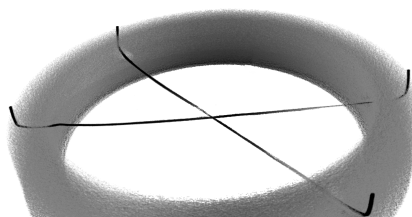


Рис. 9 — Реконструированное изображение фантома с учетом геометрической калибровки

В работе приведено несколько различных способов оценки пространственного разрешения данной системы для реконструированных объек-

тов. Прямая оценка пространственного разрешения была выполнена путем сканирования калибровочного фантома (Рис. 10) производства фирмы QRM[19], который представляет собой две перпендикулярных кремниевых пластинки размером 5x5 мм с нанесенными рисками толщиной 5, 10, 25, 50, 100, 150 мкм и точками диаметром 5, 10, 25, 50, 100, 150 мкм, глубина рисок от 80 до 120 мкм. Реконструированные изображения фантома представлены на Рис. 11. В плоскостях  $X_s Y_s$  и  $X_s Z_s$  минимально различимы линии шириной 50 мкм, что соответствует 10 парам линий на миллиметр.

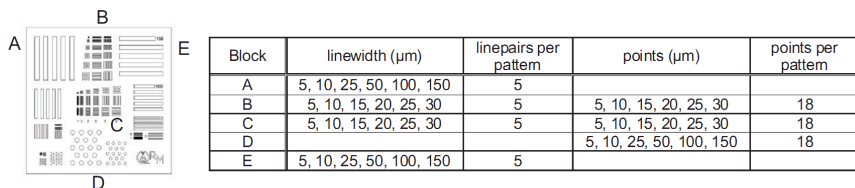


Рис. 10 — Описание калибровочного фантома с обозначением нанесенных рисок

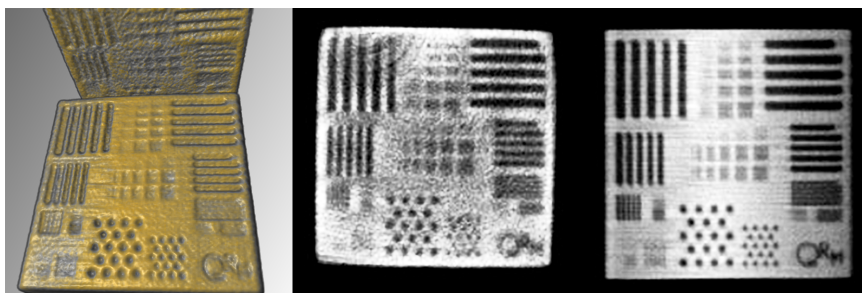


Рис. 11 — Калибровочный фантом: слева – реконструированное изображение фантома, посередине и справа – поперечные срезы фантома в двух перпендикулярных плоскостях.

В следующем разделе четвертой главы приводится описание разработанных программ для управления микротомографом (проведения исследований) и предварительной обработки сырых данных, заключающейся в фильтрации шумов, учете темного поля, нормировки на открытое поле, сшивке теневых проекций из отдельных кадров для каждого отдельного детектора, вычислении разностных проекций, полученных на разных энергиях и преобразовании теневых проекций в синограммы с фильтрацией кольцевых артефактов.

В конце главы приводятся примеры проведенных на микротомографе MARS исследований небольших животных (см.рисунок 12), медицинских (см.рисунок 13) и геологических образцов (см.рисунок 14).

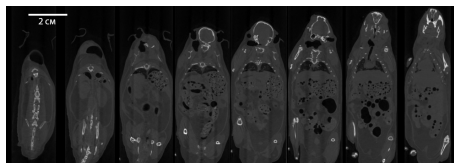


Рис. 12 — Реконструированные поперечные сечения мышцы.

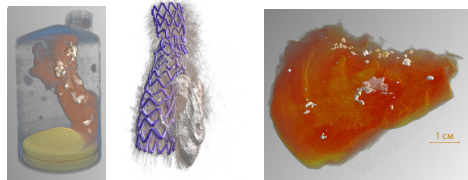


Рис. 13 — Атеросклеротическая бляшка в шприце; шунтированная атеросклеротическая бляшка; стенка брюшной аорты с микрокальцинатами.

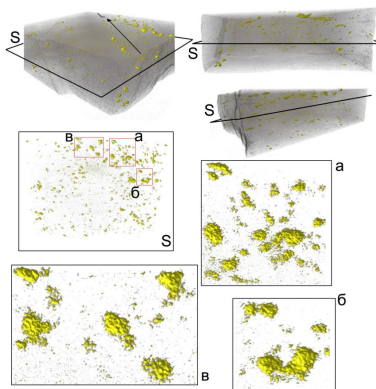


Рис. 14 — Агрегаты зерен хромшпинелидов в серпентинизированном оливине.

В **пятой главе** приведено описание мультиэнергетического рентгеномографического исследования специального образца с помощью микромографа MARS. Изготовленный MARS bioimaging Ltd. специальный образец для мультиэнергетических измерений (фантом) представляет из себя цилиндр диаметром 31 мм из плексигласа. В нем размещено 9 колбочек диаметром 6 мм из полипропилена, 8 из которых расположены по краю, а одна – в центре. Колбочки заполнены различными веществами: раствор соли золота ( $AuCl_3$ ) в концентрации 8 мг/мл и 2 мг/мл, раствор контраста (MultiHance by Bracco) с концентрацией гадолиния 8 мг/мл и 2 мг/мл, раствор контраста (Omnipaque 350 by GE Healthcare) с концентрацией йода 18 мг/мл, раствор соли кальция ( $CaCl_2$ ), дистиллированная вода (в центре и с краю), и рапсовое масло.

Приведено описание процедуры мультиэнергетического рентгеномографического сканирования, в результате которой измерены зависимости ЛКО от энергии для различных веществ фантома. Показано, как получить цветное изображение, в котором цвет связан с вещественным составом образца, на основе нескольких измерений для разных диапазонов энергий излучения. Предложен способ повышения качества определения пространственного распределения веществ с помощью предварительной сегментации (см. рисунок 15).

В **шестой главе** приведено описание трехслойного детектора на основе микросхем Medipix и чувствительных объемов из Si, GaAs:Cr, CdTe. В начале главы проводится сравнение полупроводниковых материалов в качестве чувствительного объема для РТ, отмечаются их достоинства и



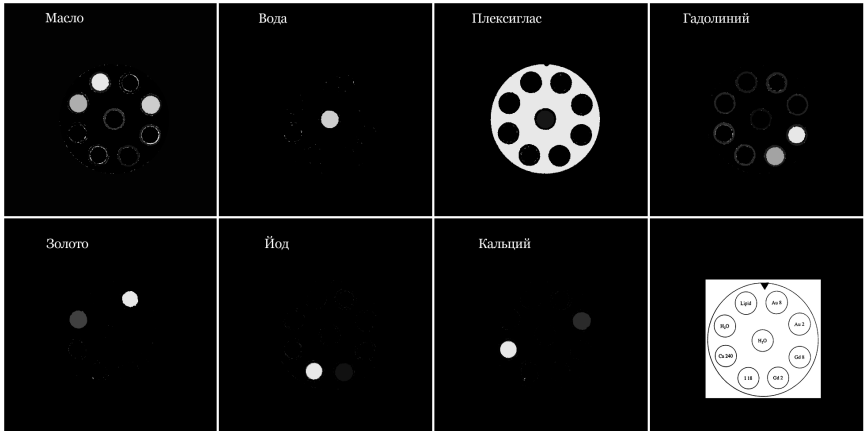


Рис. 15 — Определение пространственного распределения различных веществ в сечении фантома для мультиэнергетической томографии с помощью спектральной РТ и аппроксимации зависимости ЛКО от энергии линейной комбинацией эталонных зависимостей.

недостатки. Предлагается использовать все три материала совместно. С помощью Монте-Карло моделирования определены оптимальные толщины чувствительных объемов для конкретной задачи (в общем случае оптимальная определяется целью исследования и зависит от спектра источника и исследуемого образца): 300 мкм для чувствительного объема из кремния, 500 мкм – из арсенида галлия, и 2000 мкм для теллурида кадмия. Проведена экспериментальная проверка применимости трехслойного детектора для мультиэнергетической рентгеновской томографии, для чего измерено пространственное разрешение установки, относительная эффективность регистрации фотонов в отдельном слое. Проведено мультиэнергетическое сканирование специального образца, содержащего рентгеноконтрастные вещества(см. рисунки 16, 17).

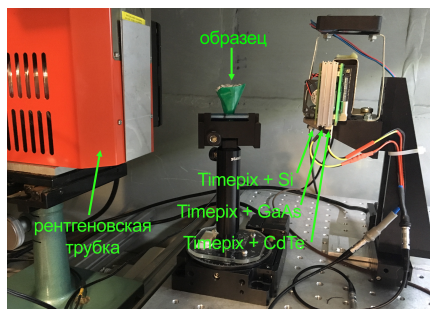


Рис. 16 — Фотография установки для мультиэнергетической РТ с трехслойным детектором на основе микросхем Тимеріх с чувствительными объемами из кремния, арсенида галлия и теллурида кадмия.

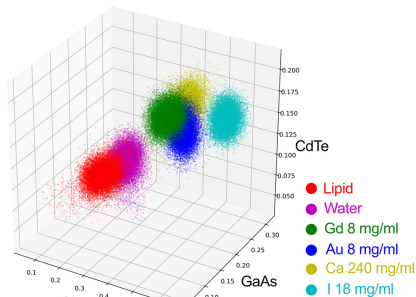


Рис. 17 — Трехмерное распределение реконструированного ЛКО различных веществ. Три оси соответствуют трем слоям детектора.

В **заключении** приведены основные результаты работы, которые заключаются в следующем:

1. Гибридные полупроводниковые детекторы на основе микросхем семейства Medipix могут применяться для проведения мультиэнергетических томографических исследований, позволяя получить до 8 энергетических измерений за одно сканирование.
2. Пространственное распределение элементного состава образца может быть определено с помощью аппроксимации зависимости усредненного линейного коэффициента ослабления от энергии соответствующими зависимостями для набора базовых веществ, качество аппроксимации может быть улучшено с помощью предварительной сегментации. На специальном образце, состоящим из воды, масла, раствора солей кальция и золота, контрастных веществ на основе йода и гадолиния показано, продемонстрированы возможности метода и показано, что может быть определено пространственное распределение гадолиния с концентрацией 2 мг/мл и 8 мг/мл, йода с концентрацией 18 мг/мл, кальция с концентрацией 240 мг/мл, золота с концентрацией 8 мг/мл.
3. Комбинирование трех детекторов на основе микросхем семейства Medipix в один трехслойный детектор с чувствительными объемами из кремния, арсенида галлия и теллурида (цинк) кадмия позволяет увеличить количество энергетических измерений в три раза. Каждый слой такого детектора работает в оптимальном энергетическом диапазоне. Определена оптимальная комбинация толщин чувствительных объемов для проведения исследований с рентгеновским излучением в диапазоне от 90 до 160 кэВ: Si - 300 мкм,

GaAs - 500 мкм, CdTe - 2000 мкм. Показано, что на основе энергетической информации, полученной с помощью трехслойного детектора, могут быть идентифицированы вещества: вода, масло, раствор солей кальция с концентрацией кальция 240 мг/мл, раствор йодного контраста с концентрацией йода 18 мг/мл, раствор контраста на основе золота с концентрацией золота 8 мг/мл, раствор контраста на основе гадолиния с концентрацией гадолиния 8 мг/мл.

4. Разработанный метод выравнивания энергетических порогов детектора на основе микросхемы Timerix с чувствительным объемом из GaAs по краю спектра излучения рентгеновской трубки позволил улучшить энергетическое разрешение (по сравнению с выравниванием по шуму предусилителя):
  - в  $\approx 2.5$  раза в диапазоне энергий от 20 до 55 кэВ для детектора на основе микросхемы Timerix с чувствительным объемом из арсенида галлия толщиной 1000 мкм при напряжении на детекторе -600 В по измерению распределения края спектра излучения рентгеновской трубки;
  - на  $\approx 11\%$  по измерению распределения положения  $K_{\alpha}$  линии характеристического излучения индия для детектора на основе микросхемы Timerix с чувствительным объемом из арсенида галлия толщиной 500 мкм при напряжении на детекторе -900 В.
5. Разработан инструментарий для Монте-Карло моделирования отклика детекторов на основе микросхем семейства Medipix. Результаты моделирования чувствительной области пикселя детектора на основе микросхемы Timerix с чувствительным объемом из арсенида галлия толщиной 1000 мкм при напряжении -500 В хорошо согласуются с экспериментальным измерением. Показано, что эффект распределения заряда на несколько соседних пикселей главным образом происходит за счет диффузии заряда во время дрейфа.
6. Разработана процедура механической юстировки микротомографа MARS, позволяющая измерить угол наклона оси вращения относительно строк детектора, определить расстояние от центра детектора до проекции оси вращения на плоскость камеры, уточнить расстояние между источником и образцов, вычислить положение проекции источника на плоскость детектора. В результате применения разработанной процедуры механической юстировки было достигнуто пространственное разрешение  $\approx 80$  мкм.

## Публикации автора по теме диссертации

- A1. Alignment and resolution studies of a MARS CT scanner / A. Gongadze [и др.] // *Physics of Particles and Nuclei Letters*. — 2015. — Т. 12, № 5. — С. 725–735.
- A2. Performance and applications of GaAs: Cr-based Medipix detector in X-ray CT / D. Kozhevnikov [и др.] // *Journal of Instrumentation*. — 2017. — Т. 12, № 01. — С. C01005.
- A3. Study of a GaAs: Cr-based Timepix detector using synchrotron facility / P. Smolyanskiy [и др.] // *Journal of Instrumentation*. — 2017. — Т. 12, № 11. — P11009.
- A4. *Kozhevnikov, D.* Equalization of Medipix family detector energy thresholds using X-ray tube spectrum high energy cut-off / D. Kozhevnikov, P. Smolyanskiy // *Journal of Instrumentation*. — 2019. — Т. 14, № 01. — T01006. — URL: <http://stacks.iop.org/1748-0221/14/i=01/a=T01006>.
- A5. *Kozhevnikov, D.* Stack of Timepix-based detectors with Si, GaAs: Cr and CdTe sensors with optimized thickness for spectral CT / D. Kozhevnikov, P. Smolyanskiy // *Journal of Instrumentation*. — 2019. — Т. 14, № 02. — С. C02010.
- A6. Usage of novel hybrid pixel detectors for native atherosclerotic plaque imaging by high resolution X-ray computed tomography / A. Zhemchugov [и др.] // *Atherosclerosis*. — 2016. — Т. 252. — e215.
- A7. Compacting processes and their effect on reservoir properties of the Pashian horizon in Kitayamskoye field (Russian) / E. Savelyeva [и др.] // *Oil Industry Journal*. — 2018. — Т. 2018, № 04. — С. 26–28.
- A8. *Савельев, Д.* Структурные и петрографические особенности ультрамафитов на участке «месторождение № 33» в восточной части массива Средний Крака (Южный Урал) / Д. Савельев, Д. Кожевников // *Вестник Пермского университета. Геология*. — 2015. — 1 (26).
- A9. Experimental X-ray microtomograph MARS as the future new tool for the evaluation of infrarenal aneurysms rupture risk. / A. Svetlikov [et al.] // *CardioVascular and Interventional Radiology*. — 2016. — Vol. 39, no. 03. — P. 189.
- A10. Петрологические свидетельства синдеформационной сегрегации вещества при образовании дунитов (на примере офиолитов Крака, Южный Урал) / Д. Савельев [и др.] // *Минералогия*. — 2016. — № 4. — С. 56.

- A11. *Савельев, Д.* ПРИМЕНЕНИЕ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТОМОГРАФИИ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ СТРУКТУРЫ ХРОМОВЫХ РУД (НА ПРИМЕРЕ САКСЕЙСКОГО УЧАСТКА МАССИВА СРЕДНИЙ КРАКА) / Д. Савельев, Д. Кожевников, Е. Бажин // Геология, полезные ископаемые и проблемы геоэкологии Башкортостана, Урала. — 2016. — С. 266.
- A12. *Якушина, О.* Рентгеновская микротомография в современном комплексе лабораторных методов исследования геобъектов. / О. Якушина, Д. Кожевников, М. С. Хозяинов // Вестник университета Дубна. — 2016. — 1(33). — С. 62—67.
- A13. Evaluation of human ruptured infrarenal aorta aneurysm by new high resolution microtomography / A. Svetlikov [и др.] // EUROPEAN HEART JOURNAL. Т. 37. — OXFORD UNIV PRESS GREAT CLARENDON ST, OXFORD OX2 6DP, ENGLAND. 2016. — С. 270—270.
- A14. *Якушина, О.* Возможности анализа кернa нефтегазовых скважин по данным рентгеновской томографии. / О. Якушина, Д. Кожевников, М. Хозяинов // Матер. Конф. «XII Международная конференция «Новые идеи в науках о земле». — 2017. — С. 102—103.
- A15. *Якушина, О.* Прогнозирование качества и обогатимости минерального сырья по рентгенотомографическим данным. / О. Якушина, Д. Кожевников, М. Хозяинов // Сборник статей XI Российского семинара по технологической минералогии. — 2017. — С. 164.
- A16. *Якушина, О.* Современные задачи развития рентгеновской (микро)томографии для морфо-структурного анализа руды. / О. Якушина, Д. Кожевников // Материалы Международного совещания «Современные процессы комплексной и глубокой переработки труднообогатимого минерального сырья (Плаксинские чтения)» 21-25 сент. 2015. — 2015. — С. 164.
- A17. Новые возможности анализа кернa нефтегазовых скважин с помощью рентгеновского томографа MAPS на основе детектора из арсенида галлия. / Д. Кожевников [и др.] // Матер. Конф. «Балтийская школа-семинар «Петромодель2013». — 2013.
- A18. Рентгеновский томограф MAPS с детектором из арсенида галлия: путь к спектральной микротомографии. / Г. Шелков [и др.] // Материалы III Всероссийской конференции «Практическая микротомография». СПб, 1-4 октября 2014 г. — 2014.

- A19. Спектральная рентгеновская микротомография – перспективный метод исследования геоматериалов. / А. Жемчугов [и др.] // Семнадцатая международная конференция «Физико-химические и петрофизические исследования в науках о Земле! Москва, 26-28 сентября, Борок, 30 сентября 2016 г. Материалы конференции. — 2016.
- A20. Рентгеновский томограф МАРС с детектором из арсенида галлия: новые возможности анализа ядра нефтегазовых скважин. / Д. Кожевников [и др.] // Материалы II Всероссийской конференции «Практическая микротомография», Москва, 2-4 октября 2013 г. — 2013.
- A21. Experimental X-ray microtomograph MARS as the future new tool for the evaluation of infrarenal aneurysms rupture risk. / A. Svetlikov [et al.] // The Annual Meeting of European Society for vascular surgery. Abstract book. — 2017. — P. 227.
- A22. Новое направление в визуализации аневризм инфраренального отдела аорты. / А. СВЕТЛИКОВ [и др.] // Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. Сердечно-сосудистые заболевания. Приложение. XX Ежегодная сессия научного центра сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева Минздрава России с Всероссийской конференцией молодых ученых. — 2016.
- A23. Первый опыт изучения ex-vivo нативных образцов атеросклеротических бляшек с помощью высокоразрешающего спектрального микротомографа MARS. / А. СВЕТЛИКОВ [и др.] // Тезисы Всероссийского съезда общества ангиологов и сосудистых хирургов. — 2015.
- A24. Evaluation of human ruptured infrarenal aorta aneurysm by new high resolution microtomography. / A. Svetlikov [et al.] // European Heart Journal (2016) 37 (Abstract Supplement). — 2016. — P. 270.
- A25. Imaging of the ruptured aortic aneurysm wall by high resolution X-ray computed tomography. / A. Svetlikov [et al.] // ESVM Rome 2016—Abstracts. — 2016.

## Список литературы

1. *Brenner, D. J.* Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure / D. J. Brenner, E. J. Hall // *New England Journal of Medicine*. — 2007. — Vol. 357, no. 22. — P. 2277—2284. — eprint: <http://dx.doi.org/10.1056/NEJMra072149>. — URL: <http://dx.doi.org/10.1056/NEJMra072149> ; PMID: 18046031.
2. Industrial computed tomography in reverse engineering applications / A. Flisch [et al.] // *DGZ-fP-Proceedings BB*. — 1999. — Vol. 4, no. 7. — P. 45—53.

3. Applications of X-ray computed tomography in the geosciences / F. Mees [et al.] // Geological Society, London, Special Publications. — 2003. — Vol. 215, no. 1. — P. 1—6.
4. The Medipix3RX: a high resolution, zero dead-time pixel detector readout chip allowing spectroscopic imaging / R. Ballabriga [et al.] // Journal of Instrumentation. — 2013. — Vol. 8, no. 02. — P. C02016.
5. PIXIE III: a very large area photon-counting CMOS pixel ASIC for sharp X-ray spectral imaging, 2015 / R. Bellazzini [et al.].
6. The new PILATUS3 ASIC with instant retrigger capability / T. Loeliger [et al.] // Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2012 IEEE. — IEEE. 2012. — P. 610—615.
7. XPAD3-S: A fast hybrid pixel readout chip for X-ray synchrotron facilities / P. Pangaud [et al.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2008. — Vol. 591, no. 1. — P. 159—162.
8. 18k Channels single photon counting readout circuit for hybrid pixel detector / P. Maj [et al.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2013. — Vol. 697. — P. 32—39.
9. EIGER characterization results / R. Dinapoli [et al.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2013. — Vol. 731. — P. 68—73.
10. 32k Channel Readout IC for Single Photon Counting Pixel Detectors with 75  $\mu\text{m}$  Pitch, Dead Time of 85 ns,  $9e^-$  rms Offset Spread and 2% rms Gain Spread / P. Grybos [et al.] // IEEE Transactions on Nuclear Science. — 2016. — Vol. 63, no. 2. — P. 1155—1161.
11. HEXITEC ASIC—a pixellated readout chip for CZT detectors / L. Jones [et al.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2009. — Vol. 604, no. 1. — P. 34—37.
12. Timepix, a 65k programmable pixel readout chip for arrival time, energy and/or photon counting measurements / X. Llopart [et al.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2007. — Vol. 581, no. 1. — P. 485—494.
13. Development of high-Z sensors for pixel array detectors / D. Pennicard [et al.] // Proceedings of the 19th International Workshop on Vertex Detectors. June 6-11, 2010, Loch Lomond, Scotland, UK. Published online at <http://pos.sissa.it/cgi-bin/reader/conf.cgi?confid=113>, p. 27. — 2010. — P. 27.

14. Construction and Operation of the MARS-CT Scanner / R. Zainon [et al.] // Electrical and Computer Engineering. — 2009.
15. GEANT4—a simulation toolkit / S. Agostinelli [и др.] // Nuclear instruments and methods in physics research section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2003. — Т. 506, № 3. — С. 250—303.
16. Medipix3: A 64 k pixel detector readout chip working in single photon counting mode with improved spectrometric performance / R. Balabriga [et al.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2011. — Vol. 633, Supplement 1. — S15—S18. — URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168900210012982> ; 11th International Workshop on Radiation Imaging Detectors (IWORID).
17. *Thustos, L.* Characterisation of a GaAs(Cr) Medipix2 hybrid pixel detector / L. Thustos, G. Shelkov, O. P. Tolbanov // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2011. — Vol. 633, Supplement 1. — S103—S107. — URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168900210013276> ; 11th International Workshop on Radiation Imaging Detectors (IWORID).
18. SB-120-350 x-ray source. — 2013. — URL: [http://www.sourceray.com/sites/default/files/Low%5C%20Power%5C%20SourceBlocks%5C%20Brochure\\_3.pdf](http://www.sourceray.com/sites/default/files/Low%5C%20Power%5C%20SourceBlocks%5C%20Brochure_3.pdf) (visited on 05/20/2017).
19. Bar and point test patterns generated by dry-etching for measurement of high spatial resolution in micro-CT / O. Langner [et al.] // World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany. — Springer. 2009. — P. 428—431.



КОЖЕВНИКОВ Данила Александрович

**Развитие метода  
мультиэнергетической рентгеновской  
томографии с применением детекторов  
на основе микросхем семейства MEDIPIX**

**АВТОРЕФЕРАТ**  
диссертации на соискание учёной степени  
кандидата физико-математических наук

---

Сдано в набор 11.09.2019 г.  
Подписано в печать 12.09.2019 г.  
Формат 60x90 1/16 Объем 1.6 усл. печ.л., 1.3 уч.-изд.л.  
Тираж 100 экз. Бесплатно. Заказ № 6

---

Обработано на РС и отпечатано  
на ротапринтере ИЯФ СО РАН,  
*Новосибирск, 630090, пр. Академика Лаврентьева, 11*