

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ  
имени М.В. ЛОМОНОСОВА  
Физический факультет

Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д.В. Скobel'цына

*На правах рукописи*

Золотов Сергей Александрович

**Методы восстановления энергетического спектра ускоренных электронов  
для дозиметрического планирования радиационной обработки  
объектов произвольной формы и химического состава**

Специальность 1.3.18.

Физика пучков заряженных частиц и ускорительная техника

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель:  
доктор физико-математических наук, профессор  
Черняев Александр Петрович

МОСКВА – 2025

## ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ .....	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ .....	16
1.1. Радиационные технологии в медицине .....	16
1.1.1. Лучевая диагностика .....	16
1.1.2. Лучевая терапия .....	23
1.1.3. Ядерная медицина.....	38
1.2. Радиационные технологии в промышленности .....	41
1.2.1. Обработка электронными пучками с высокой плотностью энергии .....	41
1.2.2. Обезвреживание промышленных отходов .....	44
1.2.3. Неразрушающий контроль.....	50
1.2.4. Радиационная обработка .....	55
1.3. Дозиметрическое планирование и дозиметрический контроль радиационной обработки .....	66
1.3.1. Последствия облучения в дозах вне технологического диапазона .....	69
1.3.2. Дозиметрический контроль радиационной обработки .....	71
1.3.3. Методы Монте-Карло в задачах радиационной обработки .....	73
1.3.4. Ограничения существующих методик планирования.....	77
1.3.5. Методы обратного восстановления энергетического спектра ускоренных электронов .....	79
1.4. Резюме .....	81
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ .....	82
2.1. Компьютерное моделирование .....	82
2.1.1. Учет ослабления пучка ускоренных электронов воздухом.....	82
2.1.2. Расчет распределений поглощенной дозы от моноэнергетических электронов .....	84
2.1.3. Проверка метода восстановления спектра ускоренных электронов по центрально-осевым глубинным дозовым распределениям в виртуальном эксперименте .....	87
2.2 Экспериментальные исследования .....	87
2.2.1. Измерение распределений поглощенной дозы на ускорителе Varian TrueBeam .....	87
2.2.2. Измерение распределений поглощенной дозы на ускорителе УЭЛР 10-15-C-60 .....	92
2.2.3. Эксперименты на ускорителе Mevex MB 10-30 SC900.....	94
ГЛАВА 3. УЧЕТ ОСЛАБЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА ВОЗДУХОМ.....	96
3.1. Результаты моделирования .....	96
3.2. Аппроксимация параметра масштаба $b(\xi)$ .....	98

3.3. Аппроксимация параметра масштаба $a(\xi)$ .....	101
3.4. Обращение оператора ослабления спектра в интегральной форме .....	103
3.5. Обращение оператора ослабления спектра методом SVD-разложения с фильтрацией малых сингулярных чисел .....	107
<b>ГЛАВА 4. ВОССТАНОВЛЕНИЕ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО СПЕКТРА УСКОРЕННЫХ ЭЛЕКТРОНОВ ПО ЦЕНТРАЛЬНО-ОСЕВЫМ РАСПРЕДЕЛЕНИЯМ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ.....</b>	<b>111</b>
4.1. Математическое описание метода .....	111
4.3. Результаты виртуального эксперимента.....	113
4.4. Восстановление энергетического спектра ускорителя УЭЛР 10-15-С.....	114
4.4. Восстановление энергетического спектра ускорителя Varian TrueBeam ....	115
<b>ГЛАВА 5. МЕТОДИКА ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО ПЛАНИРОВАНИЯ РАДИАЦИОННОЙ ОБРАБОТКИ ОБЪЕКТОВ ПРОИЗВОЛЬНОЙ ФОРМЫ И ХИМИЧЕСКОГО СОСТАВА.....</b>	<b>118</b>
5.1. Расчет поверхностной дозы как функции параметров работы радиационно-технической установки .....	120
5.2. Расчет распределения относительной поглощенной дозы по объему .....	122
5.3. Выбор оптимального режима обработки .....	125
5.4. Повышение однородности обработки .....	125
5.5. Комплекс программ для дозиметрического планирования радиационной обработки .....	128
5.5.1. «DosePreview» для быстрого расчета распределений поглощенной дозы .....	128
5.5.2. «Туя» для быстрого планирования обработки термоусаживающихся трубок.....	130
5.5.3. «Demetra» для расчета оптимальных параметров работы радиационно-технических установок.....	131
5.6. Резюме .....	132
<b>ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....</b>	<b>133</b>
<b>БЛАГОДАРНОСТЬ .....</b>	<b>134</b>
<b>СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ .....</b>	<b>135</b>
Приложение А. Свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ .....	141

## ВВЕДЕНИЕ

Радиационные технологии на базе ускорителей электронов используются в 70 странах мира для решения широкого перечня задач: радиационной модификации полимеров [1]; стерилизации медицинских изделий [2], костных имплантов [3] и косметики [4]; модификации эфиров и феромонов [5]; повышения урожайности сельскохозяйственных культур [6], обработки посевного материала [7], продления сроков хранения мяса [8], рыбы [9] и птицы [10], а также в ряде других областей [11].

Для гарантированного достижения требуемого эффекта радиационной обработки необходимо обеспечить максимально равномерное распределение поглощённой дозы в области интереса при минимальной дозовой нагрузке на остальной объем. Доставка к объекту дозы, выше требуемой, ведёт к необратимому повреждению продукта. Доставка меньшей – ведёт к недостижению эффекта.

Поэтому при планировании радиационной обработки необходимо точно знать распределение поглощенной дозы по объему объекта. В большинстве случаев прямое измерение дозового распределения в обрабатываемом объекте невозможно, поэтому прибегают к компьютерному моделированию методом Монте-Карло. Точность полученных таким образом данных напрямую зависит от точности воспроизведения эксперимента в моделировании: геометрии и энергетического спектра излучения. Если геометрические параметры обычно известны с высокой точностью, то спектр, как правило, конечному пользователю ускорителя не известен. Измерение спектра – нетривиальная процедура, требующая узкоспециализированного дорогостоящего оборудования и квалифицированных специалистов, в то время как для введения ускорителя в эксплуатацию по международным и национальным стандартам достаточно знать «эффективную энергию» электронов, определяющуюся по их экстраполированному пробегу. Однако последние исследования [12] показывают, что дозовые распределения, рассчитанные по энергии

экстраполированного пробега, отличаются от распределений, рассчитанных по точному спектру, до 15%.

Альтернативой прямому измерению спектра является решение обратной задачи восстановления энергетического распределения электронного пучка по центрально-осевым глубинным дозовым распределениям. Такие методы уже существуют, однако большинство из них фактически представляет собой различные вариации регуляризации Тихонова, отличающиеся выбором регуляризирующего функционала, параметризации спектра или оптимизационных эвристик. При всём их разнообразии эти подходы остаются преимущественно математическими конструкциями и не учитывают физические процессы, определяющие изменение пучка при его распространении в воздухе: рассеяние, уширение спектра и формирование низкоэнергетической составляющей.

В связи с этим актуальной научной и прикладной задачей является создание метода восстановления спектра ускоренных электронов по данным, доступным для измерения в производственных условиях – а именно центрально-осевым глубинным дозовым распределениям, – который учитывал бы изменение энергетического спектра ускоренных электронов по мере их распространения в воздухе и обеспечивал получение физически корректных и воспроизводимых спектров.

**Цель исследования** заключалась в разработке метода восстановления энергетического спектра ускоренных электронов по глубинным дозовым распределениям, учитывающий ослабление спектра электронов по мере их распространения в воздухе, и его интеграции в методику дозиметрического планирования радиационной обработки объектов произвольной формы и химического состава. Для достижения поставленной цели было необходимо решить следующие **задачи**:

1. Построить модель изменения энергетического спектра ускоренных электронов с энергией до 25 МэВ по мере их распространения в воздухе.

2. Разработать метод восстановления энергетического спектра источника электронов с энергией до 25 МэВ по спектру испущенных электронов, прошедших в воздухе путь до 140 см.
3. Разработать метод восстановления энергетического спектра ускоренных электронов с энергией до 25 МэВ по центрально-осевым глубинным дозовым распределениям, учитывающий ослабление спектра электронов по мере их распространения в воздухе.
4. Провести экспериментальную проверку разработанных методов на промышленных и медицинских линейных ускорителях электронов.
5. Интегрировать разработанный метод восстановления энергетического спектра ускоренных электронов в методику дозиметрического планирования радиационной обработки объектов произвольной формы и химического состава.
6. Провести аprobацию разработанной методики в условиях центра промышленной радиационной обработки.

### **Объект и предмет исследования**

Объектом исследований являлись пучки электронов, генерируемые линейными импульсными ускорителями электронов. Предметом исследований являлась взаимосвязь энергетического спектра пучка ускоренных электронов с распределением поглощенной дозы по объему облучаемых объектов.

### **Методология исследования**

В основу исследования положен комплексный подход, сочетающий компьютерное моделирование, экспериментальные измерения и математическую обработку данных:

1. Компьютерное моделирование выполнялось методом Монте-Карло, реализованным в инструментарии Geant4, и включало в себя:
  - a. расчет распределений поглощенной дозы по объему фантомов, аналогичных экспериментальным, при различных параметрах источника электронов;

- б. расчет энергетических спектров ускоренных электронов с начальной энергией до 25 МэВ, проходящих в воздухе путь до 140 см.
2. Экспериментальная часть включала измерение дозовых распределений на медицинском (Varian TrueBeam) и промышленных (УЭЛР-10-15-С, Mevex MB 10-30 SC900) ускорителях электронов. Измерения проводились в соответствии с международными (IAEA TRS-398) и национальными (ГОСТ 34157-2017) протоколами в фантомах из воды, «твердой воды»<sup>1</sup>, алюминия и PETG-пластика.
3. Математико-алгоритмическая часть включала сглаживание результатов моделирования путем их аппроксимации гладкими функциями, а также решение обратных задач методами SVD-разложения с фильтрацией малых сингулярных чисел и регуляризации А.Н. Тихонова. Базовые численные методы были взяты из библиотек NumPy и SciPy, язык программирования Python3.

### **Положения, выносимые на защиту**

1. Энергетический спектр ускоренных электронов с энергией до 25 МэВ, прошедших в воздухе путь до 140 см, описывается в виде интегральной свертки исходного спектра электронов с ядром, выражающимся через распределение Ландау.
2. Уравнение Фредгольма 1-го рода, описывающее ослабление энергетического спектра электронов по мере их распространения в воздухе, допускает устойчивое обращение методом SVD-разложения с фильтрацией сингулярных чисел. При отсутствии шума во входных данных исходный спектр восстанавливается однозначно.
3. Представление энергетического спектра ускоренных электронов в виде суммы основной компоненты, выражающейся через интегральную свертку распределений Ландау и Гаусса, и поправочной компоненты, рассчитываемой

---

<sup>1</sup>«Твердая вода»: 97.9% полистирол (C<sub>8</sub>H<sub>8</sub>)<sub>n</sub>, 2.1% диоксид титана TiO<sub>2</sub>; плотность 1.045 г/см<sup>3</sup>.

методом А.Н. Тихонова, позволяет восстановить его по глубинным дозовым распределениям с шагом 0.1 МэВ и погрешностью не более 5%.

4. Использование восстановленных энергетических спектров ускоренных электронов для расчета распределений поглощенной дозы по объему объектов произвольной формы и химического состава методом Монте-Карло позволяет предсказывать дозовые поля с погрешностью не более 5% и выявлять локальные неоднородности в дозовых распределениях на этапе планирования радиационной обработки.

### **Научная новизна работы**

1. Предложена модель, описывающая изменение энергетического спектра ускоренных электронов с энергией до 25 МэВ по мере их распространения в воздухе.
2. Впервые получено устойчивое решение обратной задачи восстановления энергетического спектра источника электронов по спектру испущенных электронов, прошедших в воздухе известный путь.
3. Показано, что восстановление энергетического спектра ускоренных электронов по глубинным дозовым распределениям в виде суммы основной – представляемой в виде интегральной свертки распределения Гаусса с ядром, выражающимся через распределение Ландау – и поправочной, рассчитываемой методом А.Н. Тихонова, компонент, позволяет получить энергетический спектр с ошибкой не более 5%.
4. Сформирована методология дозиметрического планирования радиационной обработки объектов произвольной формы и химического состава на радиационно-технических установках на базе ускорителей электронов, учитывающая ослабление энергетического спектра электронов по мере их распространения в воздухе.

### **Практическая и теоретическая значимость работы**

1. Предложенная методика восстановления энергетического спектра ускоренных электронов по глубинным дозовым распределениям формирует расширяет

теоретические основы для решения обратных задач дозиметрии электронных пучков и повышает точность расчётов дозовых полей.

2. Разработанный алгоритм восстановления энергетического спектра ускоренных электронов по глубинным дозовым распределениям лёг в основу систем «DosePreview by IRT» и «Туя» для быстрого расчёта распределений поглощенной дозы по объему объектов наиболее распространенных в радиационной обработке форм.
3. Результаты экспериментальных измерений поверхностной дозы на ускорителях УЭЛР-10-15С и Mevex MB 10-30 SC900 легли в основу системы «Demetra by IRT» для расчета оптимальных параметров работы радиационно-технических установок на базе ускорителей электронов, обеспечивающих доставку заданной дозы до обрабатываемого объекта.
4. Полученные результаты используются в учебном процессе на физическом факультете МГУ имени М.В. Ломоносова в курсах «Дозиметрия ионизирующих излучений» и «Компьютерное моделирование ядерно-физического эксперимента с использованием инструментария Geant4», «Ядерно-физические методы в медицине», а также в образовательных программах повышения квалификации специалистов в области радиационной обработки.
5. Разработанная методика дозиметрического планирования была внедрена в промышленную практику в центре радиационной обработки «Axenter» (г. Дубна).

### **Личный вклад автора**

Все основные результаты диссертационной работы получены автором лично или при его непосредственном участии. Все компьютерные моделирования, представленные в работе, выполнены лично автором с использованием инструментария Geant4. Автором построен аналитический оператор эволюции энергетического спектра электронного пучка при его распространении в воздухе и получено устойчивое решение задачи его обращения.

Автор принимал участие в планировании и проведении экспериментов на ускорителях электронов Varian TrueBeam (НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко) и Mevex MB 10-30 SC900 (ООО «Axenter», г. Дубна), верификации разработанных алгоритмов, анализе и интерпретации результатов, а также в подготовке публикаций и докладов по теме диссертации.

### **Степень достоверности и апробация работы**

Достоверность научных результатов и выводов обеспечена использованием аprobированных методик экспериментальных и теоретических исследований. Экспериментальные измерения проводились с применением сертифицированного оборудования. Обработка экспериментальных данных осуществлялась стандартными методами математической статистики. Результаты моделирования, полученные с использованием инструментария Geant4, находятся в хорошем согласии с проведенными экспериментальными исследованиями, а также с имеющимися данными модельных расчётов и экспериментальных измерений других авторов. Численные методы, использованные в исследовании, реализованы на основе классических python-библиотек NumPy и SciPy, прошедших многолетнюю аprobацию и признанных научным сообществом эталонными инструментами вычислительного анализа.

### **Аprobация результатов**

Основные результаты и положения диссертации докладывались автором и обсуждались в 26 **докладах международных и всероссийских конференциях, научных школах и семинарах**, среди которых:

- Международная конференция «Ядро» – 2021 – 2025;
- Всероссийская школа НЦФМ по физике высоких энергий, ядерной физике и ускорительной технике – 2025;
- Международный симпозиум МАГАТЭ «International Symposium on Food Safety and Control» – 2024;
- Международная конференция FQFS – 2024, 2025;
- Международная конференция RAP – 2022 – 2024;

- Международная конференция RAD – 2022;
- Международная научно-практическая конференция «Полярное сияние» – 2025;
- Международная молодёжная конференция «Генетические и радиационные технологии в сельском хозяйстве» – 2022 – 2025;
- Межвузовская научная школа-конференция имени Б.С. Ишханова «Концентрированные потоки энергии в космической технике, электронике, экологии и медицине» – 2021 – 2022.
- Научная конференция «Ломоносовские чтения» – 2020, 2023 – 2025;
- Международная научная конференция студентов, аспирантов и молодых учёных «Ломоносов» – 2022, 2023;

### **Соответствие паспорту научной специальности**

Диссертационная работа соответствует специальности 1.3.18 Физика пучков заряженных частиц и ускорительная техника по области исследований: расчетно-теоретические и экспериментальные исследования параметров пучков; расчетно-теоретические и экспериментальные исследования взаимодействий пучков заряженных частиц с мишениями.

### **Публикации**

Основные результаты по теме диссертации изложены в 9 статьях в рецензируемых научных изданиях, рекомендованных для защит в диссертационном совете МГУ имени М.В. Ломоносова по специальности и отрасли наук [80-81,109,115-120]:

1. **Zolotov, S.A.** Landau distribution-based regularized algorithm for reconstruction of electron beam energy spectrum using depth dose distributions in targeted materials / **Zolotov S.A.**, Bliznyuk U.A., Nikitchenk A.D., Studenikin F.R., Antipina N.A., Borshchegovskaya P.Yu., Chernyaе A.P., Ipatova V.S., Toropygin M.I., Nikolaeva A.A. // *Physica Scripta* – 2025. – Vol.100, № 4. – P.045020; Импакт-фактор 2.6 (JIF), **Q2**; 1.2 п.л.; EDN: PGEGVM

2. Kozlova, E.K. Optimization Function for Determining Optimal Dose Range for Beef and Seed Potato Irradiation / Kozlova Elena, Bliznyuk Ulyana, Chernyaev Alexander, Borshchegovskaya Polina, Braun Arcady, Ipatova Victoria, **Zolotov Sergey**, Nikitchenko Alexander, Chulikova Natalya, Malyuga Anna, Zubritskaya Yana, Bolotnik Timofey, Oprunenko Anastasia, Kozlov Aleksandr, Beklemishev Mikhail, Yagudina Roza, Rodin Igor // Foods – 2024. – Vol.13., № 23 – P.3729; Импакт-фактор 5.1 (JIF), **Q1**; 3 п.л.; EDN: NIELWW
3. **Zolotov, S.A.** DosePreview Software for Rapid Planning of Radiation Processing of Biological Objects and Materials / **Zolotov S.A.**, Bliznyuk U.A., Antipina N.A., Nikitchenko A.D., Nikolaeva A.A., Studenikin F.R., Chernyaev A.P. // Physics of Atomic Nuclei – 2024. – Vol.87, Suppl 3. – P.S452-S.460; Импакт-фактор 0.4 (JIF), **Q4**; 0.6 п.л. EDN: DNYQHX
4. Чуликова, Н.С. Радиационная обработка семенного картофеля как метод подавления различных форм ризоктониоза на клубнях нового урожая / Н.С. Чуликова, А.А. Малюга, У.А. Близнюк, П.Ю. Борщеговская, **С.А. Золотов**, Я.В. Зубрицкая, В.С. Ипатова, А.П. Черняев, И.А. Родин // Агрохимия – 2023. - № 2. – С.69-78; Импакт-фактор 0.332 (РИНЦ); 1.2 п.л.; EDN: MSHQZY  
Chulikova, N.S. Radiation Processing of Seed Potatoes as a Method for Suppressing Various Forms of Rhizoctonia in New Crop Tubers // Chulikova N.S., Malyuga A.A., Bliznyuk U.A., Borshchegovskaya P.Yu., **Zolotov S.A.**, Zubritskaya Ya.V., Ipatova V.S., Chernyaev A.P., Rodin I.A. // Russian agricultural sciences – 2023 – Vol.49, Suppl 1 – P.S104-S112; Импакт-фактор 0.332 (РИНЦ); 1.2 п.л.; EDN: KQSUTQ
5. Близнюк, У.А. Восстановление глубинных распределений поглощенной дозы при прохождении пучков электронов через вещество / Близнюк У.А., Борщеговская П.Ю., **Золотов С.А.**, Ипатова В.С., Крусанов Г.А., Никитченко А.Д., Студеникин Ф.Р., Черняев А.П. // Физика элементарных частиц и атомного ядра – 2023. – Т.54, № 4. – С. 728-737; Импакт-фактор 0.485 (РИНЦ); 0.8 п.л.; EDN: IHPHEV

Bliznyuk U.A., Reconstruction of Depth Dose Distributions in Materials Created by Electron Beam / Bliznyuk U.A., Borshchegovskaya P.Yu., **Zolotov S.A.**, Ipatova V.S., Krusanov G.A., Nikitchenko A.D., Studenikin F.R., Chernyaev A.P. // Physics of Particles and Nuclei – 2023. – Vol.54. – P. 575-580; Импакт-фактор 0.5 (JIF), **Q3**; 0.8 п.л.; EDN: LSHIHT

6. **Золотов, С.А.** Комбинация алюминиевых пластин различной толщины для повышения однородности радиационной обработки ускоренными электронами / **Золотов С.А.**, Близнюк У.А., Студеникин Ф.Р., Борщеговская П.Ю., Крусанов Г.А. // Письма в ЭЧАЯ – 2023 – Т.20, № 4(249); Импакт-фактор 0.274 (РИНЦ); 0.6 п.л.; EDN: FNRKXL  
**Zolotov, S.A.** Combination of Aluminum Plates of Different Thicknesses to Increase the Homogeneity of Radiation Treatment by Accelerated Electrons / Zolotov S.A., Bliznyuk U.A., Studenikin F.R., Borshchegovskaya P.Yu., Krusanov G.A. // Physics of Particles and Nuclei Letters – 2023. – Vol.20. – P.954-958; Импакт-фактор 0.4 (JIF), **Q4**; 0.6 п.л.; EDN: YMTFLC
7. Chulikova, N.S. Electron Beam Irradiation to Control Rhizoctonia solani in Potato / Chulikova Natalya, Malyuga Anna, Borshchegovskaya Polina, Zubritskaya Yana, Ipatova Victoria, Chernyaev Alexander, Yurov Dmitry, **Zolotov Sergei**, Nikitchenko Alexander, Bliznyuk Ulyana, Rodin Igor // Agriculture-Basel – 2023. – Vol.13, № 6. – P.1221; Импакт-фактор 3.6 (JIF), **Q1**; 2 п.л.; EDN: WXKDDQ
8. Studenikin, F.R. Electron beam modification for improving dose uniformity in irradiated objects / Studenikin F.R., Bliznyuk U.A., Chernyaev A. P., Krusanov G.A., Nikitchenko A.D., **Zolotov S.A.**, Ipatova V.S. // European Physical Journal: Special Topics – 2023. – Vol.232. – P.1631-1635; Импакт-фактор 2.3 (JIF), **Q2**; 0.6 п.л.; EDN: TKYBTG
9. Чуликова, Н.С. Влияние пучка ускоренных электронов с энергией 1 МэВ на рост и микрофлору картофеля / Чуликова Н.С., Малюга А.А., Близнюк У.А., Черняев А.П., Борщеговская П.Ю., **Золотов С.А.**, Никитченко А.Д., Зубрицкая Я.В., Юров Д.С. // Известия РАН. Серия

физическая – 2022. – Т.86, № 12. – С. 1817-1824; Импакт-фактор 0.695 (РИНЦ); 1 п.л.; EDN: AYDYPE

Chulikova, N.S. Impact of 1-MeV Electron Beam Irradiation on the Phenology and Microflora of Potatoes / Chulikova N.S., Malyuga A.A., Bliznyuk U.A., Chernyaev A.P., Borschegovskaya P.Yu., **Zolotov S.A.**, Nikitchenko A.D., Zubritskaya Ya.V., Yurov D.S. // Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics – 2022. – Vol.86, № 12. – P. 1549-1556; Импакт-фактор 0.253 (SJR), Q3; 1 п.л.; EDN: IYCPME

Получены 3 **свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ** [121-123]:

1. DEMETRA by IRT : свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2023669934 / А.П. Черняев, В.В. Ханкин, У.А. Близнюк, **С.А. Золотов**, Ф.Р. Студеникин; правообладатель – ООО «Промышленные радиационные технологии». — 22.09.2023.
2. Dose Preview by IRT : свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2023669628 / А.П. Черняев, В.В. Ханкин, У.А. Близнюк, **С.А. Золотов**, Ф.Р. Студеникин; правообладатель – ООО «Промышленные радиационные технологии». — 18.09.2023.
3. Система планирования промышленной радиационной обработки "Туя" : свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2025691280 / **Золотов С.А.**, Близнюк У.А., Борщеговская П.Ю., Никитченко А.Д., Родин И.А., Студеникин Ф.Р., Черняев А.П.; правообладатель — Золотов Сергей Александрович. — 13.11.2025

## Поддержка исследования

Исследования поддержаны Российским научным фондом («Поиск биохимических маркеров идентификации радиационной обработки объектов органического происхождения» № 22-63-00075, 2022-2025 гг.) и Фондом содействия инновациям («Разработка и тестирование прототипа системы

планирования радиационной обработки продуктов питания и изделий медицинского назначения», договор № 319ГС1ЦТС10-D5/80272 от 24.11.2022).

### **Структура и объем диссертации**

Диссертация состоит из введения, 5 глав и заключения. Полный объем диссертации составляет 143 страницы текста, включая 34 рисунка и 7 таблиц. Список литературы включает 123 наименования.

## ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Радиационные технологии – это методы контролируемого использования ионизирующего излучения для получения заданных физических, химических, биологических или информационных эффектов в материалах, изделиях и биологических системах, применяемые в медицине, промышленности, аграрном и пищевом секторах, а также в неразрушающем контроле и диагностике [11,13,14]. Благодаря универсальности физических механизмов взаимодействия излучения с веществом и высокой степени управляемости параметров облучения, данные технологии заняли устойчивое место в современной науке и промышленности. По оценкам МАГАТЭ и отраслевых обзоров, радиационные технологии в том или ином виде используются более чем в 70 странах мира [15–17] и продолжают активно развиваться, в том числе в Российской Федерации [18–20], где они рассматриваются как важный элемент высокотехнологичных и наукоёмких производств.

### 1.1. Радиационные технологии в медицине

#### 1.1.1. Лучевая диагностика

Исторически первой и до настоящего времени наиболее распространённой формой лучевой диагностики является рентгенодиагностика. По данным обзора [21], в мире задействовано ~4,000,000 рентгеновских медицинских аппаратов, ~100,000 компьютерных томографов и ~60,000 маммографов, что на порядок больше числа установок, задействованных в терапевтической отрасли. Физические принципы рентгенодиагностики определяются взаимодействием фотонов с веществом, прежде всего процессами фотоэффекта и комптоновского рассеяния, приводящими к ослаблению интенсивности излучения при прохождении через ткани организма. Различия в элементном составе и плотности биологических тканей обусловливают контраст изображения, что делает возможной визуализацию анатомических структур и выявление патологических изменений.

До появления компьютерной томографии в 1970-х область радиационной визуализации была ограничена проекционными методами, такими как

рентгенография, рентгеноскопия, маммография и флюорография. Рентгенография возникла практически сразу после открытия X-лучей Вильгельмом Рентгеном в 1895 году и уже в 1896 году была внедрена в клиническую практику: первый снимок руки был сделан в декабре 1895-го, а к середине 1896-го метод активно использовался по всему миру для диагностики переломов и визуализации инородных тел. В современной рентгенологической практике рентгенография в двух проекциях остаётся базовым методом оценки травматических повреждений, деформаций и выраженных патологий костей и суставов, а также структурных изменений органов грудной клетки. В рентгенологической практике также широко применяется рентгенография с контрастом, когда стандартное проекционное исследование дополняется введением в организм пациента контрастного вещества для повышения визуализации отдельных анатомических структур. Контрастные препараты, содержащие вещества с высоким коэффициентом ослабления рентгеновского излучения (например, соединения йода или сульфата бария), временно изменяют плотностные характеристики полых органов или сосудов, что позволяет чётче выявлять их форму, размеры и взаимное расположение на изображении. Такие подходы используются, в частности, при исследовании желудочно-кишечного тракта, для оценки проходимости и структуры мочевыводящих путей, при выявлении свищевых ходов и аномалий полых органов, а также в ангиографии для визуализации кровеносных сосудов после внутривенного или артериального введения контрастного вещества.

Рентгеноскопия (или флюороскопия) возникла практически одновременно с рентгенографией как её динамическая модификация, позволившая наблюдать органы в реальном времени на флуоресцентном экране. Первые экраны, использующиеся в рентгеноскопии, были выполнены из платиносинеродистого бария  $Ba[Pt(CN)_4]$  – того же материала, с помощью которого Рентген открыл X-лучи. Уже в первые годы после открытия рентгеновского излучения рентгеноскопия стала использоваться в клинической практике как метод, дополняющий статичную рентгенографию возможностью непрерывного визуального наблюдения. Эта возможность существенно расширила

диагностический потенциал ранней рентгенологии, поскольку впервые стало возможным оценивать функциональные процессы, а не только анатомические соотношения. Рентгеноскопия позволяла анализировать движения органов, дыхательные экскурсии грудной клетки, перистальтику желудочно-кишечного тракта, а также прохождение контрастного вещества по полым структурам.

Одновременно с медицинским внедрением рентгеноскопии в первой половине XX века имели место и внеклинические применения, отражающие недостаточное понимание радиационных рисков на раннем этапе развития технологии. Характерным примером стали так называемые установки для подбора обуви с использованием рентгеноскопии (X-ray shoe fitting), получившие распространение в США и ряде европейских стран в 1920 – 1950 годы. Эти устройства представляли собой флюороскопические системы, позволявшие покупателю и продавцу в реальном времени наблюдать положение костей стопы внутри обуви. Несмотря на визуальную наглядность и популярность у потребителей, такие установки были скорее вредны и опасны, сопровождаясь неконтролируемыми дозами облучения.

Вместе с тем рентгеноскопия в её ранних формах обладала рядом существенных ограничений. Наблюдение изображения непосредственно на флуоресцентном экране характеризовалось низкой яркостью и пространственным разрешением, требовало затемнённых условий и сопровождалось повышенной дозовой нагрузкой как для пациента, так и для медицинского персонала. Эти ограничения обусловили развитие технологий, направленных на усиление и дистанционную передачу изображения. Ключевым этапом эволюции метода стало внедрение телевизионной рентгеноскопии, при которой изображение, формируемое рентгеновским излучением, преобразуется в электрический сигнал и отображается на экране монитора. Первые коммерческие системы телевизионной рентгеноскопии с применением рентгеновских электронно-оптических преобразователей (РЭОП) начали внедряться в клиническую практику в 1950-е годы; к 1960-м годам такие системы получили широкое распространение в рентгенологических отделениях. Переход

к телевизионному принципу наблюдения позволил отказаться от непосредственного визуального контроля флуоресцентного экрана и существенно повысил эргономику работы, а также уровень радиационной безопасности персонала.

В классической схеме телевизионной рентгеноскопии рентгеновское изображение формируется на входном люминесцентном экране усилителя изображения, где рентгеновские фотоны преобразуются в фотоны видимого света. Далее изображение передаётся на фотокатод, преобразуется в поток электронов и усиливается с помощью электронно-оптической системы, после чего проецируется на выходной фосфорный экран малого диаметра. С этого экрана изображение считывается телевизионной камерой и выводится на монитор в виде видеопоследовательности. Применение РЭОП обеспечило увеличение яркости изображения на несколько порядков величины (примерно в 5,000–50,000 раз), что позволило снизить требуемую экспозицию и уменьшить дозовую нагрузку на пациента в 10–100 раз по сравнению с прямой флуоресцентной рентгеноскопией.

Современные системы телевизионной рентгеноскопии во многом отошли от классических усилителей изображения и всё чаще используют плоскопанельные цифровые детекторы. Такие детекторы, как правило, основаны на матрицах из аморфного кремния с сцинтилляционным слоем (например, CsI) либо на прямом преобразовании излучения в электрический сигнал в слоях аморфного селена. Переход к цифровым детекторам обеспечил более высокий динамический диапазон, улучшенную контрастную чувствительность, стабильность изображения и возможность применения алгоритмов цифровой обработки, включая фильтрацию шума, коррекцию движения и оптимизацию контраста в реальном времени.

С клинической точки зрения телевизионная рентгеноскопия сохранила ключевое преимущество метода — возможность динамического наблюдения. Она широко применяется при функциональных исследованиях желудочно-кишечного тракта, в ангиографии, при интервенционных рентгенологических процедурах, а также для навигации катетеров и инструментов под визуальным контролем. Использование импульсных режимов облучения, автоматической

регулировки параметров экспозиции и цифровой обработки изображения позволяет существенно снизить суммарную дозу при сохранении диагностической информативности.

Флюорография исторически сформировалась как модификация классической рентгенографии, в которой изображение с флюоресцентного экрана фотографируется на плёнку или фиксируется цифровым детектором в уменьшенном формате, что резко снижает расход плёнки и стоимость массовых обследований при приемлемом снижении пространственного разрешения. В отличие от рентгенографии, ориентированной на детальную визуализацию конкретной анатомической области, флюорография изначально развивалась как инструмент массового скрининга, прежде всего туберкулёза, с акцентом на высокую пропускную способность, стандартизованный протокол исследования и упрощённую интерпретацию изображений. Метод был изобретён в 1936 году португальским врачом Мануэлем ди Абреу и активно применялся в США, Великобритании, Швеции, Канаде и других странах во время Второй мировой войны и в послевоенные годы для быстрого обследования больших групп населения, включая военных и рабочих. В 1940-е годы флюорография была внедрена в СССР как массовый метод выявления туберкулёза лёгких и до настоящего времени остается основным инструментом планового профилактического обследования взрослого населения в постсоветских странах.

Следующим специализированным направлением развития проекционной рентгенодиагностики стала маммография, возникшая в ответ на клиническую необходимость ранней диагностики рака молочной железы. До середины XX века опухоли молочной железы, как правило, выявлялись лишь на пальпируемых стадиях, что существенно ограничивало возможности радикального лечения и снижало показатели выживаемости. По этой причине развитие метода, способного выявлять патологические изменения на доклиническом этапе, стало одной из приоритетных задач рентгенологии.

Отправной точкой маммографии принято считать работы немецкого хирурга Альберта Соломона 1913 года, в которых он впервые применил рентгеновское

излучение для исследования мастэктомических и эксцизионных препаратов молочной железы. Используя стандартные рентгеновские установки общего назначения, Соломон продемонстрировал принципиальную возможность выявления микрокальцинатов и узловых образований, характерных для злокачественных процессов. Эти работы заложили научную и морфологическую основу метода, однако не сопровождались созданием специализированной аппаратуры и не были ориентированы на прижизненную диагностику.

Первые попытки применения рентгенологического исследования молочной железы *in vivo* относятся к 1930-м годам и связаны с работами Страффорда Уоррена в США, использовавшего флюороскопические методы для визуализации тканей молочной железы обследуемых пациенток. Тем не менее, эти исследования оставались технически ограниченными и не получили широкого клинического распространения.

Качественный переход от экспериментальных и адаптированных подходов к полноценной клинической маммографии произошёл в 1956 – 1960-х годах в США, когда Роберт Эган разработал первый специализированный маммограф. В его конструкции были реализованы ключевые элементы, определившие дальнейшее развитие метода: низкоэнергетический рентгеновский спектр 26-35 кэВ, обеспечивающий оптимальную контрастность при исследовании мягких тканей, обязательная компрессия молочной железы и стандартизованные укладки. Эти решения обеспечили высокую контрастную чувствительность к мягким тканям и сделали возможным систематическое выявление ранних форм рака молочной железы. Именно разработки Эгана принято считать началом клинической маммографии в современном понимании. В Европе параллельные работы по созданию специализированной аппаратуры проводились несколько позднее. В 1962 – 1964 годах в Германии Рудольф Барнхардт разработал специализированный маммограф, во многом аналогичный американским системам, что способствовало распространению метода в европейской клинической практике.

Важным этапом перехода маммографии от специализированного диагностического метода к инструменту массового скрининга стали результаты первых рандомизированных контролируемых исследований, проведённых в 1963–1966 годах. Целью этих исследований была оценка эффективности периодического скрининга – включающего физикальное обследование молочных желёз в сочетании с маммографией – в снижении смертности от рака молочной железы. По итогам пятилетнего наблюдения было показано, что смертность в группе регулярного скрининга была на треть ниже, чем в контрольной группе.

В 1970–1980-е годы развитие метода сопровождалось внедрением экрано-плёночных систем с использованием редкоземельных люминофоров (таких, как  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ ), автоматического контроля экспозиции и совершенствованием стандартов укладки. В этот период также были разработаны методы локализации непальпируемых очагов и маммографически-контролируемой биопсии.

Следующий этап эволюции пришёлся на 1990-е — начало 2000-х годов и был связан с переходом к полностью цифровой маммографии (FFDM). Замена плёночных приёмников на цифровые детекторы позволила повысить динамический диапазон изображения, улучшить контрастную чувствительность и снизить дозовую нагрузку. К началу 2000-х годов цифровая маммография получила регуляторное одобрение и стала стандартом клинической практики; крупные клинические исследования показали повышение чувствительности метода на 20-30% у пациенток с плотной структурой молочной железы по сравнению с аналоговыми системами. Одновременно произошло снижение средней дозы облучения с ~70 мГр до 3 – 5 мГр на исследование.

Современный этап развития метода связан со внедрением цифрового рентгеновского томосинтеза, получившего клиническое распространение с начала 2010-х годов. Томосинтез основан на получении серии проекций под различными углами с последующей реконструкцией тонких срезов, что позволяет существенно снизить эффект наложения тканей. Крупные клинические исследования показали увеличение чувствительности выявления рака молочной железы на 15-25% в сравнении с двумерной маммографией, а в ряде программ томосинтез

рассматривается как самостоятельный скрининговый метод. Повышение диагностической информативности сопровождается увеличением дозы на ~20–50%, однако суммарная нагрузка остаётся в пределах, допустимых для регулярного скрининга.

### 1.1.2. Лучевая терапия

Ионизирующее излучение занимает центральное место в терапии широкого круга заболеваний. Прежде всего это лечение онкологических заболеваний методами дистанционной и контактной лучевой терапии, а также радиохирургии. По данным Всемирной ассоциации здравоохранения [22,23], до 55-65% всех онкологических пациентов на различных этапах лечения получают лучевую терапию. По данным [21], сегодня в мире насчитывается ~17,000 ускорителей электронов, протонов и ионов, задействованных в медицине. Помимо онкологии, ионизирующее излучение применяется для лечения ряда неонкологических заболеваний [24,25]:

- воспалительных и дегенеративных заболеваний опорно-двигательного аппарата, включая эпикондилит, плантарный фасциит, пятонную шпору, тендиниты, периартриты и гетеротопические оссификаты [25,26];
- доброкачественных пролиферативных заболеваний мягких тканей, таких как келоидные рубцы, болезнь Дюпюитрена, болезнь Пейрони и различные формы фиброматозов [25,26];
- хронических воспалительных заболеваний суставов, включая ревматоидный артрит, гемофильную артропатию и другие формы моноартигров, с использованием радиосиновэктомии — внутрисуставного введения радионуклидов [27–29];
- болевых и неврологических синдромов: тригеминальной невралгии [30,31], артериовенозных мальформаций головного мозга [32,33], функциональных аритмий [34–36] и некоторых форм эпилепсии [37], в том числе лекарственно-резистентная фокальная эпилепсия [38].

## Исторический обзор

Первые идеи применения ионизирующего излучения в терапевтических целях возникли, как и в случае с лучевой диагностикой, в 1895 году, почти сразу после открытия Рентгеном X-лучей. Уже в 1896 году рентгеновское излучение было впервые использовано для лечения злокачественных новообразований, что фактически ознаменовало рождение фотонной лучевой терапии. Этот ранний период характеризовался исключительно эмпирическим подходом: параметры облучения подбирались интуитивно, а дозовые эффекты оценивались преимущественно по клиническим реакциям кожи и слизистых оболочек.

К началу XX века стало ясно, что терапевтическая эффективность и токсичность облучения зависят не только от суммарной дозы, но и от режима её подведения. В 1900 году была продемонстрирована эффективность фракционированного облучения, а в 1911 году опубликованы первые систематические работы, посвящённые фракционированию дозы в рентгенотерапии. Эти исследования заложили основы радиобиологической концепции репарации, реоксигенации и репопуляции, которая впоследствии стала фундаментом клинической радиотерапии. Параллельно развивалась радиевая терапия, связанная с использованием гамма-излучения природных радионуклидов, что позволило несколько расширить глубину проникновения дозы в сравнении с ранними рентгеновскими установками.

До 1930-х годов лучевая терапия ограничивалась фотонным излучением с энергией порядка десятков и сотен кэВ, что обуславливало высокую поверхностную дозу и ограничивало лечение глубоко расположенных опухолей. Принципиальный технологический сдвиг стал возможен лишь с развитием ускорительной физики. Генераторы Ван де Граафа и бетатроны позволили получать электронные пучки и тормозное фотонное излучение мегавольтного диапазона, что привело к принципиально иному распределению дозы — с выраженным кожным щадящим эффектом и максимумом дозы на глубине. В 1937 году были выполнены первые клинические облучения электронами.

Особое место в истории занимает формирование концепции терапии тяжёлыми ионами. В 1946 году Роберт Р. Уилсон опубликовал работу, в которой предложил использовать быстрые протоны для лечения глубоких опухолей, опираясь на физическое явление пика Брэгга. Эта идея стала теоретическим основанием протонной лучевой терапии дозы. Первые клинические облучения протонами были выполнены в 1954 году на синхроциклотроне в Беркли, однако в течение последующих десятилетий протонная терапия оставалась преимущественно экспериментальной и реализовывалась в рамках крупных научных центров. В этом контексте стоит отметить, что первые принципы ускорения тяжёлых ионов были предложены Эрнестом Лоуренсом ещё в 1929 году и реализованного в виде первого работающего циклотрона в 1931 году, но в те годы они использовались только как инструменты фундаментальной ядерной физики и не предназначались для медицинских задач.

Важный вклад в развитие протонной терапии был внесён в Советском Союзе, где уже в 1960-е годы началась систематическая работа по созданию высокоэнергетических протонных пучков для медицинских и радиобиологических исследований. В 1967 году в Объединённом институте ядерных исследований (Дубна) под руководством В.П. Джелепова был получен первый в СССР терапевтический протонный пучок с энергией 200 МэВ. Пучок выводился в специализированное процедурное помещение, пристроенное к корпусу синхроциклотрона ЛЯП, где было размещено ротационное кресло для фиксации пациента, дозиметрическое, юстировочное и другое вспомогательное оборудование, предназначенное для контроля облучения пациентов [39,40]. Вторым действующим терапевтическим протонным пучком в СССР стал ускоренный до 200 МэВ пучок синхротрона ИТЭФ, полученный под руководством Л.Л. Гольдина и В.С. Хорошкова в мае 1967 года, где в конце 1968 года были проведены радиобиологические исследования, а первый пациент был пролечен в апреле 1969-го. Третьим институтом, который начал использовать пучки протонов для лучевой терапии, стал Ленинградский институт ядерной физики (Гатчина). В 1975 году на его синхроциклотроне с энергией пучка 1 ГэВ

было выполнено первое протонное облучение методом «напролёт». По оценкам [41], к началу 1990-х годов на советские центры приходилось до ~30% мирового клинического опыта протонной терапии.

Параллельно в 1950–1960-е годы происходило формирование современной лучевой терапии на пучках фотонов и электронов. Создание и внедрение в клиническую практику медицинских линейных ускорителей электронов, впервые реализованное в Hammersmith Hospital, положило начало систематическому использованию мегавольтных пучков в дистанционной радиотерапии. Благодаря конструктивной гибкости, возможности формирования как электронных, так и фотонных пучков, а также относительной компактности, линейные ускорители электронов стали основной технологической платформой клинической лучевой терапии. В этот же период были сформированы стандарты применения электронных пучков для облучения поверхностных опухолей.

В 1970-х годах внедрение компьютерной томографии стало ключевым этапом в эволюции лучевой терапии, обеспечив переход от двумерных проекционных представлений к трёхмерному описанию анатомии пациента и пространственного распределения дозы. Создание первого клинического компьютерного томографа компанией EMI в 1971 году позволило получать послойные изображения с количественной оценкой коэффициентов ослабления, что открыло возможность прямого использования томографических данных в расчётах дозы. На этой основе началось формирование трёхмерного планирования лучевой терапии, при котором геометрия опухоли и окружающих тканей задавалась в виде набора аксиальных срезов, а расчёт дозы стал выполняться в объёмном пространстве, а не в отдельных плоскостях.

Важным этапом в развитии лучевой терапии стало формирование аппаратных и алгоритмических средств, обеспечивающих пространственно-модулированное подведение дозы. Первые прототипы многолепестковых коллиматоров начали разрабатываться ещё в 1960–1970-е годы, однако их практическая реализация стала возможной лишь с развитием приводных систем и вычислительных средств управления. В 1984 году был запатентован первый коммерческий

многолепестковый коллиматор, а к началу 1990-х годов такие устройства получили широкое клиническое распространение, прежде всего как ключевой аппаратный элемент лучевой терапии с модуляцией интенсивности. Использование многолепестковых коллиматоров позволило реализовать динамическое формирование апертуры пучка и стало основой клинического применения методик IMRT в середине 1990-х годов.

Параллельно происходило развитие алгоритмов расчёта дозовых полей, на основе которых создавались методы трёхмерного планирования лечения по данным компьютерной томографии. Хотя первые томографические системы появились ещё в начале 1970-х годов, полноценные системы трёхмерного планирования с регистрацией изображений, автоматической сегментацией и расчётом дозы в объёме стали клинически доступными лишь в 1980–1990-е годы. К середине 1990-х годов трёхмерная конформная лучевая терапия на основе компьютерной томографии стала стандартным подходом в большинстве радиотерапевтических центров.

Важным следствием перехода к трёхмерному планированию стала необходимость унификации клинических и геометрических понятий, используемых при описании цели облучения и окружающих тканей. В 1980-е годы International Commission on Radiation Units Measurements (ICRU) опубликовала рекомендации, в которых были введены стандартизованные описания объёмов: макроскопически определяемого объёма опухоли (GTV), клинического целевого объёма (CTV), включающего потенциально поражённые микроскопические зоны, и планируемого целевого объёма (PTV), учитывающего геометрические неопределённости укладки и движения пациента. Эти определения стали основой для формализации процессов планирования, дозиметрического контроля и клинической интерпретации результатов лучевой терапии и сохраняют своё значение в современной практике.

Дальнейшее развитие оптимизационных подходов привело к появлению дуговых методик модулированного облучения (Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT). Концепция ротационной лучевой терапии с модуляцией интенсивности

была сформулирована в середине 1990-х годов, однако её широкое клиническое внедрение стало возможным лишь с появлением высокопроизводительных систем управления ускорителем и оптимизационных алгоритмов в конце 2000-х.

Аналогичные процессы происходили и в области протонной лучевой терапии, однако здесь они сопровождались существенно более сложными инженерными задачами. В отличие от фотонной и электронной терапии, где гантели с вращающимся ускоряющим трактом или отклоняющей системой стали использоваться уже в 1950–1960-е годы и сравнительно быстро приобрели компактные размеры, создание гантели для протонного пучка оказалось значительно более трудоёмким. Основная сложность заключалась в необходимости транспортировки и точного управления пучком тяжёлых заряженных частиц с энергией порядка сотен МэВ, что требует массивных магнитных систем для изгиба и фокусировки траектории, а также высокой стабильности магнитного поля при вращении конструкции.

Первый клинический протонный гантери был введён в эксплуатацию в 1990 году в Loma Linda University Medical Center (США) на базе синхротронного источника. Эта установка обеспечила возможность подведения протонного пучка под различными углами к пациенту, что стало принципиально важным шагом для расширения клинических показаний протонной терапии и её сопоставимости с фотонной дистанционной радиотерапией. По своим габаритам и массе протонные гантели существенно превосходили электронные и фотонные аналоги: диаметр вращающихся конструкций достигал нескольких метров, а масса магнитных систем измерялась сотнями тонн. Такие характеристики определяли не только техническую сложность самих установок, но и требования к инфраструктуре: в отличие от медицинских линейных ускорителей электронов, которые могут устанавливаться в составе стандартных клинических радиотерапевтических отделений при условии возведения радиационно-защитного бункера, протонные гантели требуют индивидуального проектирования зданий и инженерных систем.

## Современное радиотерапевтическое оборудование

**Линейные ускорители электронов.** В современной клинической практике под медицинским линейным ускорителем электронов подразумевается радиотерапевтический комплекс, включающий в себя сам ускоритель, системы формирования пучка (включая многолепестковый коллиматор), встроенную визуализацию, средства иммобилизации и позиционирования пациента, а также программные системы планирования и контроля доставки дозы. По данным международных обзоров и отраслевой статистики, на 2023 год в мире эксплуатируется более 15,000 медицинских линейных ускорителей, при этом основная доля установок приходится на оборудование компаний Varian Medical Systems (США) и Elekta (Швейцария) – порядка 55% и 35% рынка соответственно.

Для клинических целей ускорители генерируют электронные пучки с энергией от 4 до 25 МэВ и фотонное тормозное излучение с номинальной энергией от 6 до 25 МэВ. Геометрия пучка формируется в изоцентрической конфигурации. Стандартные размеры полей достигают  $40 \times 40 \text{ см}^2$  при расстоянии источник-изоцентр 100 см, с возможностью расширения асимметричных полей за счёт независимого управления коллиматорными челюстями. Для электронной терапии применяются сменные аппликаторы, формирующие поля размером от  $6 \times 6 \text{ см}^2$  до  $25 \times 25 \text{ см}^2$ .

Конформность облучения достигается за счет многолепестковых коллиматоров, представляющих собой систему индивидуально управляемых вольфрамовых лепестков, проецируемых в изоцентр. Конкретная архитектура многолепесткового коллиматора определяется моделью ускорителя: в системах Varian используется коллиматоры с 120 лепестками, из которых 80 имеют проекционную ширину 0.5 см, а 40 — 1.0 см в изоцентре; в системах Elekta Agility применяется коллиматор с 160 лепестками, организованными в конфигурации  $80 \times 0.5 \text{ см}$  и  $80 \times 1.0 \text{ см}$ . В ускорителях Siemens используются коллиматоры со 140 лепестками и переменной эффективной шириной. Динамическое управление положением лепестков используется для реализации методик IMRT и VMAT.

Также современные медицинские ускорители оснащаются встроенными системами визуализации. В большинстве клинических установок используется конусно-лучевая компьютерная томография (Cone Beam Computed Tomography, CBCT) на киловольтном источнике, реализуемая, в частности, в системах Varian OBI и Elekta XVI. Поле обзора таких систем достигает 45x45 см при использовании соответствующих коллиматоров. Пространственное разрешение КТ-снимков составляет 0.76-1.25 мм при типичном объёме реконструкции 512<sup>3</sup> вокселей, а дополнительная доза на процедуру находится в диапазоне 4-8 мГр при вращении источника на угол порядка 200°.

Воспроизведение укладки пациента на этапах топометрии и лечения обеспечивается сочетанием систем иммобилизации и высокоточного позиционирования пациента. Для этого используются индивидуальные термопластические маски с трёх- или пятиточечной фиксацией, вакуумные матрасы и специализированные опоры. Столы пациента оснащаются приводами с шестью степенями свободы, обеспечивающими коррекцию положения с точностью ±0.5 мм и угловой коррекцией порядка ±0.3°. Контроль положения осуществляется с использованием лазерных систем и встроенной визуализации.

Процедурная часть радиотерапевтического комплекса конструктивно разделяется на терапевтическое помещение и пункт управления. Радиационная защита терапевтического зала обеспечивается бетонными конструкциями толщиной порядка 1.8-2.5 м для ускорителей с энергией фотонов до 18 МэВ, при этом потолочные перекрытия имеют толщину до 3 м, а защитные двери выполняются в виде комбинированных конструкций из бетона и свинца эквивалентной толщиной до 2 м. Управление лечением осуществляется из отдельного помещения, оснащённого системами видеонаблюдения (обычно 4-6 камер) и двусторонней аудиосвязи, что позволяет контролировать состояние пациента и использовать голосовые команды, в том числе при облучении с использованием дыхательных методик – техник синхронизации подведения дозы с дыхательным циклом пациента, направленных на компенсацию дыхательных смещений опухоли и снижение дозы на органы риска, прежде всего сердце.

и лёгкие. Наиболее распространённым вариантом является облучение при задержке дыхания на глубоком вдохе, при котором облучение выполняется в течение контролируемой задержки дыхания на 15-20 с. В более продвинутых системах используется активный контроль дыхания с аппаратной фиксацией объёма вдоха, а также фазовый дыхательный гейтинг, при котором пучок автоматически включается только в заданной фазе дыхательного цикла. Реализация этих методик основана на мониторинге дыхания с помощью внешних датчиков.

Эксплуатация линейных ускорителей в клинике сопровождается строгими процедурами дозиметрической калибровки и обеспечения качества. Опорная дозиметрия фотонных и электронных пучков выполняется в соответствии с протоколами AAPM TG-51 и IAEA TRS-398 с использованием водных или водоэквивалентных фантомов и ионизационных камер стандартных типов. Регламентированные процедуры гарантии качества включают ежедневные, еженедельные и периодические проверки плоскости, симметрии и стабильности пучка, точности работы многолепесткового коллиматора и встроенных систем визуализации, при допустимых отклонениях порядка  $\pm 2\%$  для дозиметрических параметров.

При работе в режиме электронного пучка, медицинские ускорители электронов широко применяются для лечения поверхностных и неглубоко расположенных новообразований, где дозовое распределение с резким спадом дозы за пределами целевого объёма и глубина проникновения  $\sim E/2$  см (где  $E$  – энергия ускоренных электронов в МэВ) рассматривается как преимущество электронного пучка, а не его недостаток. В первую очередь, это опухоли кожи (базальноклеточный и плоскоклеточный рак, ранние стадии меланомы), где достигаются показатели локального контроля опухоли<sup>2</sup> контроля на уровне 90-95%. Электронная терапия является стандартным методом при кожных лимфопролиферативных заболеваниях, в частности при микозе фунгоидес,

---

<sup>2</sup>Локальный контроль в контексте лучевой терапии — это отсутствие рецидива опухоли в облучённом объёме в течение заданного периода наблюдения, обычно принимаемого за 5 лет.

где тотальное облучение кожи электронным пучком (Total Skin Electron Beam Therapy, TSET) в суммарной дозе порядка 36 Гр обеспечивает пятилетнюю безрецидивную выживаемость на уровне 40-60%. Широкое применение электроны находят и в виде послеоперационного облучения молочной железы, где при дозах 10-16 Гр достигается локальный контроль порядка 95%, а также при лечении параорбитальных опухолей, поверхностно расположенных лимфатических коллекторов и в режимах интраоперационной лучевой терапии, реализуемых на специализированных мобильных электронных ускорителях. Несмотря на то, что электронные методики составляют лишь порядка 5-10% всех сеансов на линейных ускорителях, они остаются клиническим стандартом для поверхностных локализаций благодаря сочетания высокой поверхностной дозы и резкого спада дозы за целью, минимизирующего облучение здоровых тканей.

Фотонная терапия, реализуемая на линейных ускорителях при энергиях 6-18 МэВ, является универсальным инструментом дистанционной лучевой терапии и используется при лечении подавляющего большинства опухолей. На её долю приходится более 90% всех процедур дистанционной лучевой терапии. Фотонные пучки применяются при опухолях головы и шеи, молочной железы, предстательной железы, лёгких, органов малого таза и центральной нервной системы. Для этих локализаций в современной клинической практике достигаются показатели локального контроля до 80 - 96% в зависимости от нозологии, стадии и используемого режима облучения.

Сочетая универсальность фотонной и электронной терапии, субмиллиметровую точность подведения дозы, интеграцию современных методов визуализации и позиционирования, сравнительно низкие требования к инфраструктуре и стоимости, а также самый большой накопленный клинический опыт, лучевая терапия на медицинских линейных ускорителях электронов сегодня доминирует в области дистанционной лучевой терапии. Возможность лечения более 90% клинических локализаций в рамках одной установки, высокая пропускная способность и отработанные международные стандарты эксплуатации

и контроля качества делают их базовой технологической платформой радиационной онкологии.

**Томотерапия** представляет собой специализированную разновидность дистанционной лучевой терапии, в которой функции линейного ускорителя электронов и компьютерного томографа конструктивно объединены в одном устройстве. Доставка дозы при этом подходе осуществляется с помощью спирального (геликоидального) облучения: узкий фотонный пучок формируется линейным ускорителем малой длины и подводится к пациенту при непрерывном вращении гантри и одновременном поступательном перемещении терапевтического стола. Таким образом, источник излучения описывает винтовую траекторию вокруг пациента, аналогичную траектории источника в спиральной компьютерной томографии.

Эта конструктивная интеграция позволяет реализовать ключевую особенность томотерапии — встроенную мегавольтную компьютерную томографию (Megavoltage Computed Tomograph , MVCT), которая использует тот же 6 МэВ фотонный пучок ускорителя, но в режиме пониженной интенсивности (доза 0.01-0.02 Гр на сканирование). MVCT-изображения обладают разрешением ~3-5 мм и позволяют напрямую пересчитывать дозовое распределение с учётом электронной плотности тканей, реализуя концепцию адаптивной лучевой терапии (Adaptive Radiation Therapy, ART) в рамках лучевой терапии под визуальным контролем (Image-Guided Radiation Therapy, IGRT). Такая схема стала одной из первых клинически реализованных форм полноценной IGRT/ART, в которой диагностика и доставка дозы физически объединены в единой технологической платформе.

Единственным производителем установок для томотерапии является компания Accuray (США). С момента клинического внедрения в 2000-х годах было реализовано несколько поколений установок томотерапии: от первых систем Hi Art до линеек TomoHD/TomoHDA (H-Series) и современной платформы Radixact. При этом базовые физические принципы – 6 МэВ линейный ускоритель,

спиралевидная доставка дозы, бинарный многолепестковый коллиматор<sup>3</sup> – во всех поколениях сохраняются, а эволюция касается главным образом скорости доставки дозы, качества визуализации и программной поддержки (TomoDirect, TomoEDGE, Accuray Precision и др.).

Следует отдельно отметить, что наличие у ряда современных установок кольцевой или тороидальной гантри само по себе не означает реализацию томотерапии в строгом физико-техническом смысле. Медицинские ускорители Varian Halsyon и Varian Ethos используют частично замкнутую, торообразную гантри для повышения механической стабильности и скорости вращения, но реализуют классические изоцентрические методики IMRT/VMAT с широким плоским полем и стандартным многолепестковым коллиматором, без поступательного движения стола в процессе облучения.

С клинической точки зрения томотерапия особенно эффективна при облучении протяжённых и геометрически сложных мишеней. Наиболее показательной областью применения является краиноспинальное облучение, где геликоидальная доставка дозы обеспечивает высокую однородность покрытия цели, отсутствие стыков полей и снижение дозы на органы риска по сравнению с классическими IMRT/VMAT-подходами. Также современные системы томотерапии поддерживают режим TomoDirect, представляющим собой реализацию статической IMRT на платформе томотерапии: модуляция интенсивности осуществляется бинарным многолепестковым коллиматором, однако гантри не вращается во время подведения дозы каждого поля. Обычно используется ограниченное число направлений (от 2 до 12), что делает данный режим удобным для облучения молочной железы, грудной клетки, предстательной железы и ряда опухолей головы и шеи. В сравнении с геликоидальной томотерапией TomoDirect позволяет уменьшить интегральную низкодозовую нагрузку за счёт сокращения объёма тканей, подвергающихся излучению.

---

<sup>3</sup>Специализированный многолепестковый коллиматор с независимыми лепестками, работающими исключительно в двоичном режиме «открыт-закрыт». Модуляция интенсивности достигается динамически: лепестки быстро открываются/закрываются во время вращения гантри, создавая эффективную интенсивность от 0 до 100% в каждом voxelе за счёт статистического усреднения.

**Кибер-нож** представляет собой роботизированную систему стереотаксической радиохирургии (Stereotactic RadioSurgery, SRS) и стереотаксической лучевой терапии тела (Stereotactic Body RadioTherapy, SBRT), в которой компактный медицинский линейный ускоритель электронов на энергию 6 МэВ, работающий в режиме тормозного излучения, установлен на роботизированной руке с шестью степенями свободы. Такое решение обеспечивает полную свободу наведения на мишень, в отличие от фиксированной гантри классических медицинских ускорителей или спиральной траектории томотерапии, за счет чего доза может быть подведена с любого направления относительно пациента.

Конформность облучения обеспечивается с помощью динамического многолепесткового коллиматора для малых полей. Модуляция интенсивности играет меньшую роль, в отличии от схем VMAT/IMRT, и компенсируется избыточностью направлений облучения.

Для контроля положения пациента и мишени кибер-нож оснащен системой непрерывной рентгеновской визуализации, включающей две ортогонально расположенные рентгеновские трубы и соответствующие детекторы. Получаемые изображения в реальном времени анализируются трекинговыми алгоритмами, которые позволяют отслеживать положение костных структур и, в ряде клинических сценариев, подвижных опухолей без необходимости имплантации маркеров. На основе полученной информации роботизированная система автоматически корректирует ориентацию ускорителя, компенсируя внутрифракционные смещения, включая дыхательные движения, с характерной геометрической точностью порядка 0.5–1 мм.

Кибер-нож наиболее эффективен в задачах, подразумевающих гипофракционирование и радиохирургические режимы лечения, при которых высокая доза подводится за одну или несколько фракций. Наиболее типичными показаниями являются внутричерепные опухоли и метастазы, артериовенозные мальформации, поражения позвоночника и параспинальных структур, а также

подвижные опухоли лёгких, печени, предстательной железы и поджелудочной железы.

**Гамма-нож** представляет собой специализированную систему стереотаксической радиохирургии (SRS), предназначенную исключительно для лечения малых внутричерепных патологий. Типичные примеры –метастазы опухолей в головном мозге, менингиомы, невриномы слухового нерва, и артериовенозные мальформации.

Дозовое поле в гамма-ноже формируется множеством стационарных радиоактивных источников  $^{60}\text{Co}$  так, чтобы тонкие пучки фотонов сходились в заданной точке. Доминирующей клинической реализацией данной технологии является серия Leksell Gamma Knife (модели Perfexion, Icon, Esprit), разработанная и производимая компанией Elekta (Швеция). По состоянию на 2025 год [42], в мире эксплуатируется  $\sim 360$  установок в более чем 60 странах, а совокупный клинический опыт применения гамма-ножа превышает два миллиона пролеченных пациентов с момента первого клинического использования в 1968 году [43].

Для контроля положения пациента гамма-нож использует жёсткую стереотаксическую систему координат, формируемую с помощью инвазивной стереотаксической рамки, жёстко фиксируемой к костям черепа. Эта рамка служит одновременно средством иммобилизации и пространственной привязкой для топометрии. За счёт механической стабильности конструкции и фиксированного расстояния от каждого источника до изоцентра достигается геометрическая точность наведения  $\sim 0.2\text{--}0.3$  мм.

**Протонная лучевая терапия.** В современной протонной терапии используются пучки протонов с энергией до 250-300 МэВ, что соответствует максимальному пробегу порядка 35–40 см в водоэквивалентной среде. Ключевыми международными поставщиками оборудования для протонной терапии являются Ion Beam Applications (Бельгия), Varian Medical Systems (США), Hitachi (Япония), Mitsubishi Electric (Япония), Sumitomo Heavy Industries (Япония) и Mevion Medical Systems (США).

В России также ведётся разработка и клиническая эксплуатация собственных протонных ускорителей, хотя их число существенно меньше, чем у ведущих зарубежных производителей. Ярким примером является протонный терапевтический комплекс «Прометеус» отечественного производства (ФИАН им. П.Н. Лебедева / Физико-технический центр Протвино), созданный под руководством В.Е. Балакина и установленный в МРНЦ им. А.Ф. Цыба (Обнинск). Этот комплекс представляет собой самый компактный в мире медицинский протонный синхротрон на тепловых магнитах (диаметр порядка 5 м, масса около 25 т), ускоряющий протоны до энергий 230-250 МэВ и обеспечивающий клиническую пропускную способность более 20 пациентов в сутки. Помимо этого, в России существуют и другие разработки: в ОИЯИ (Дубна) ведётся разработка медицинского сверхпроводящий изохронного циклотрона MSC-230 на энергию 60-230 МэВ для FLASH-терапии.

Подведение протонного пучка к пациенту в современных комплексах осуществляется как через фиксированные выходы пучка, так и с использованием гантри типичных размеров 10–15 м в диаметре при массе до 80-100 т. В последние годы наряду с классическими 360-градусными ганtries получили распространение компактные и полугантри-решения, а также однокабинные системы, в которых ускоритель и гантри конструктивно интегрированы.

Для формирования конформного дозового распределения в протонной терапии используется сканирование узким пучком (Pencil Beam Scanning, PBS) и вариация энергии протонов для формирования модифицированного пика Брэгга. В синхротронах изменение энергии осуществляется непосредственно в ускорителе с шагом порядка 0.5-2 МэВ. В циклотронах используется система деградаторов, из-за чего помимо уменьшения энергии также падает интенсивность пучка, а также образуется фон из вторичных нейтронов.

Контроль положения пациента и мишени в протонной терапии реализуется осуществляется с помощью рентгеновской компьютерной томографии, а в некоторых исследовательских центрах – с помощью протонной. Типичная геометрическая точность верификации положения составляет 1-3 мм. Для лечения

подвижных мишеней широко применяются методы контроля дыхания, включая 4D-КТ при планировании, фазовый гейтинг, облучение при задержке дыхания и алгоритмы компенсации движения в реальном времени, позволяющие ограничить остаточные смещения опухоли до величин менее 2-3 мм.

### 1.1.3. Ядерная медицина

Отдельным направлением медицинских радиационных технологий является ядерная медицина, основная идея которой заключается во введении в организм пациента радиофармацевтических препаратов, избирательно накапливающихся в органах, тканях или клетках-мишенях [44,45]. В рамках ядерной медицины традиционно выделяют два ключевых направления – радионуклидную диагностику и радионуклидную терапию.

Радионуклидная диагностика направлена на получение распределения радиофармацевтического препарата *in vivo* путем регистрации гамма-квантов или аннигиляционных фотонов, покидающих тело пациента, с помощью гамма-камеры, ОФЭКТ<sup>4</sup>- или ПЭТ<sup>5</sup>-томографов. Методы радионуклидной диагностики позволяют не только определять локализацию патологических новообразований, но и выявлять их на этапе, когда выраженные морфологические изменения отсутствуют и не могут быть обнаружены другими методами топометрии. Согласно оценкам [21], сегодня в мире насчитывается ~27,000 гамма-камер и ОФЭКТ-томографов и ~6,000 ПЭТ-сканеров.

Радионуклидная терапия, в свою очередь, направлена на подведение дозы ионизирующего излучения к патологическому очагу. Для этих целей используются радионуклиды, испускающие  $\beta$ - или  $\alpha$ -частицы. За счёт малой энергии частиц и высокого коэффициента линейной передачи энергии значительная часть излучения поглощается в пределах нескольких клеточных диаметров относительно места распада. Также, благодаря сочетанию высокой избирательности накопления

---

<sup>4</sup> ОФЭКТ – однофотонная эмиссионная компьютерная томография.

<sup>5</sup> ПЭТ – позитронно-эмиссионная томография.

радиофармпрепарата в тканях опухоли, радионуклидная терапия может применяться для лечения и паллиативного воздействия на метастазы [46,47].

Производство медицинских радиоизотопов в настоящее время ведется на исследовательских и промышленных реакторах, либо с использованием ускорителей тяжелых ионов. Реакторный метод основан на облучении мишней тепловыми или быстрыми нейтронами в ядерных реакторах с большим потоком нейтронов. Основным механизмом является реакция радиационного захвата нейтронов ( $n,\gamma$ ). Реакторным способом нарабатываются такие медицинские радионуклиды, как  $^{131}\text{I}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{177}\text{Lu}$ ,  $^{153}\text{Sm}$ ,  $^{90}\text{Y}$ ,  $^{186}\text{Re}$ ,  $^{32}\text{P}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{51}\text{Cr}$ ,  $^{166}\text{Ho}$ ,  $^{89}\text{Sr}$ , а также материнские изотопы для генераторов  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{113}\text{Sn}/^{113\text{m}}\text{In}$ ,  $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$ ,  $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$  и ряда других [48]. Получаемые в реакторах радионуклиды, как правило, являются нейтроноизбыточными и претерпевают  $\beta^-$ -распад. Существенным ограничением реакторного метода является его низкая пригодность для производства короткоживущих радионуклидов, что обусловлено как логистическими факторами, так и инфраструктурной сложностью реакторных установок.

Ускорительный метод традиционно используется для наработки короткоживущих и ультракороткоживущих изотопов, прежде всего для ПЭТ- ( $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ) и ОФЭКТ-диагностики ( $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{124}\text{I}$ ). Исторически и технологически основными ускорителями для ядерной медицины являются циклотроны, создающие пучки протонов, дейtronов и, в отдельных случаях,  $\alpha$ -частиц. Взаимодействие потоков частиц с мишнями приводит к ядерным реакциям типа  $(p,n)$ ,  $(p,\alpha)$ ,  $(d,n)$ ,  $(\alpha,n)$  и их многонейтронными вариантами.

Наряду с традиционной наработкой радионуклидов на ускорителях тяжелых ионов, в последние годы активно развивается перспективный метод наработки медицинских изотопов линейных ускорителях электронов, где радионуклиды образуются в фотоядерных реакциях, инициируемых тормозным гамма-излучением. В сравнении с циклотронным методом, фотоядерный подход обладает рядом существенных преимуществ. Во-первых, линейные ускорители электронов значительно дешевле в производстве и эксплуатации, компактны и могут

устанавливаться непосредственно в медицинских учреждениях без необходимости в сложной инфраструктуре. Во-вторых, тормозное излучение позволяет эффективно нарабатывать протонно-избыточные изотопы, которые невозможна или неэффективно производить на циклотронах. В-третьих, гамма-излучение обладает большей проникающей способностью в сравнении с тяжелыми ионами. Использование фотоядерного метода открывает возможность наработки в клинических условиях  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$  [49,50],  $^{161}\text{Tb}$  [51],  $^{72}\text{Se}$ ,  $^{73}\text{As}$ ,  $^{74}\text{As}$ ,  $^{76}\text{As}$  [52],  $^{211}\text{At}$  [53],  $^{195\text{m,g}}\text{Hg}$ ,  $^{197\text{m,g}}\text{Hg}$  [54],  $^{192}\text{Ir}$  [55],  $^{89}\text{Zr}$  [56] и многих других медицинских изотопов [57,58].

Наряду с реакторным и ускорительным методами также выделяют генераторные системы, благодаря которым целевой короткоживущий медицинский радиоизотоп получают непосредственно в медицинском учреждении из распадающегося долгоживущего материнского изотопа [59]. При этом сам синтез материнского нуклида осуществляется либо в реакторе, либо на ускорителе. Наиболее значимые генераторные системы:  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ ,  $^{82}\text{Sr}/^{82}\text{Rb}$  и  $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$ , а также специализированные генераторы  $\alpha$ -излучающих радионуклидов, такие как  $^{225}\text{Ac}/^{213}\text{Bi}$  и  $^{227}\text{Ac}/^{223}\text{Ra}$ .

В генераторе  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ , на долю которого приходится основная доля радионуклидных диагностических исследований в мире, материнский радионуклид  $^{99}\text{Mo}$  производят в ядерных реакторах по реакции:  $^{98}\text{Mo}(\text{n},\gamma)^{99}\text{Mo}$ . Дочерний радионуклид  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  – продукт  $\beta^-$  распада  $^{99}\text{Mo}$  – обладает оптимальными ядерно-физическими характеристиками для сцинтиграфии и ОФЭКТ: моноэнергетическим гамма-излучением с энергией  $\sim 140$  кэВ и коротким периодом полураспада  $\sim 6$  ч. Радиофармпрепараты на основе  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  применяются для исследования печени, лёгких, костной системы, перфузии миокарда и функции почек.

Генератор  $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$  широко используется в позитронно-эмиссионной томографии. Материнский изотоп  $^{68}\text{Ge}$  нарабатывается на циклотронных ускорителях в реакции  $^{69}\text{Ga}(\text{p},2\text{n})^{68}\text{Ge}$ , либо на реакторах – через последовательность реакций захвата нейтронов с последующим  $\beta^-$ -распадом

$^{66}\text{Ga}(\text{n},\gamma)^{67}\text{Ga} \rightarrow ^{67}\text{Ga}(\text{n},\gamma)^{68}\text{Ga}$ , либо в прямой реакции  $^{67}\text{Zn}(\text{n},\text{p})^{68}\text{Ga}$ . Дочерний изотоп  $^{68}\text{Ga}$  является  $\beta^+$ -излучателем с периодом полураспада около 68 минут и применяется для ПЭТ-визуализации. Благодаря способности  $^{68}\text{Ga}$  образовывать устойчивые комплексы с различными хелаторами, он активно используется для мечения пептидов и антител.

Генератор  $^{82}\text{Sr}/^{82}\text{Rb}$  в основном используется для кардиологической ПЭТ-диагностики. Материнский радионуклид  $^{82}\text{Sr}$  получают исключительно ускорительным способом — при облучении рубидиевых мишеней высокоэнергетическими протонами на линейных ускорителях или мощных циклотронных установках в реакции  $^{85}\text{Rb}(\text{p},4\text{n})^{82}\text{Sr}$ . Изотоп  $^{82}\text{Rb}$ , характеризуясь периодом полураспада  $\sim 1.3$  мин,  $^{82}\text{Rb}$  используется для оценки перфузии миокарда и коронарного кровотока. Вследствие ультракороткого периода полураспада дочернего  $^{82}\text{Rb}$  генераторная схема является единственным способом для его применения в клинике.

Генератор  $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$  преимущественно используется для проведения радионуклидной терапии. Материнский изотоп  $^{188}\text{W}$  нарабатывается в ядерных реакторах двойным нейтронным захватом по пути  $^{186}\text{W}(\text{n},\gamma)^{187}\text{W}(\text{n},\gamma)^{187}\text{W}$  [60]. Дочерний  $^{188}\text{Re}$  — источник  $\beta^-$ -излучения со средней энергией 784 кэВ и максимальной 2.12 МэВ с сопутствующим гамма-излучением с энергией 155 кэВ (15%). Низкая энергия испускаемых  $^{188}\text{Re}$  электронов обеспечивает точную доставку дозы и разрушение целевых аномальных тканей, а сопутствующая гамма-линия позволяет строить изображения для визуализации и контролировать фактически доставленную дозу [61].

## 1.2. Радиационные технологии в промышленности

### 1.2.1. Обработка электронными пучками с высокой плотностью энергии

Обработка материалов электронными пучками с высокой плотностью энергии относится к числу наиболее развитых и технологически зрелых направлений применения ускорителей электронов в промышленности. Общей физической

основой данных методов является фокусировка электронного пучка до малых размеров при энергиях от десятков до сотен кэВ и токах, обеспечивающих плотность мощности до  $10^7$ - $10^9$  Вт/см<sup>2</sup>. В результате энергия электронов практически полностью поглощается в приповерхностном слое материала и преобразовывается в тепло, что позволяет реализовывать локальное плавление, испарение или глубокий проплав без значительного теплового воздействия на окружающий объём. Важным технологическим преимуществом и одновременно технологической необходимостью электронно-лучевых процессов является их проведение в вакууме. За счет этого исключается окисление, загрязнение и нежелательные химические реакции в зоне обработки.

### **Электронно-лучевая сварка**

Наиболее широко распространённым и промышленно зрелым методом является электронно-лучевая сварка. Она применяется для соединения высокопрочных конструкционных материалов, включая легированные и высокопрочные стали, титановые сплавы и никелевые суперсплавы, которые широко используются в ракетно-космической технике и энергетическом машиностроении. Высокая концентрация энергии в зоне воздействия позволяет формировать глубокие и узкие сварные швы с отношением глубины проплавления к ширине, превышающим 20:1, при скоростях сварки порядка 1-10 м/мин. При этом зона термического влияния, как правило, не превышает 0.5 мм, что существенно снижает остаточные напряжения и деформации в сравнении с традиционными методами сварки. Благодаря этим особенностям электронно-лучевая сварка используется при изготовлении ответственных узлов, к которым предъявляются повышенные требования по прочности, герметичности и долговечности.

### **Электронно-лучевая перфорация**

Близким по физическим принципам процессом является электронно-лучевая перфорация, основанная на локальном испарении материала под действием импульсного электронного пучка. Данная технология позволяет формировать

отверстия диаметром порядка 0.1-2 мм при соотношении глубины к диаметру до 25:1, что практически недостижимо для механических методов обработки. Электронно-лучевая перфорация широко применяется при изготовлении турбинных лопаток, инжекторов и элементов систем охлаждения. Использование импульсных режимов облучения обеспечивает высокую повторяемость геометрических параметров отверстий, при этом типичная погрешность по диаметру не превышает  $\pm 30$  мкм.

### **Электронно-лучевое испарение**

Отдельное направление электронно-лучевых технологий связано с процессами напыления и испарения. В электронно-лучевом испарении пучок электронов используется для локального нагрева и испарения исходного материала, который затем конденсируется на подложке, формируя тонкую плёнку. Типичные энергии электронов в этих процессах составляют 5-20 кэВ, а скорости осаждения — порядка 1-10 нм/с для алюминия, титана и различных диэлектрических материалов. Отсутствие прямого контакта между источником энергии и испаряемым веществом обеспечивает чрезвычайно высокую чистоту осаждаемых плёнок, превышающую 99.99%, что делает электронно-лучевое испарение одним из ключевых методов формирования функциональных покрытий в микроэлектронике и оптической промышленности.

### **Электронно-лучевое плавление**

Электронно-лучевое плавление представляет собой более энергоёмкий процесс, при котором интенсивный пучок используется для объемного расплавления материала. В промышленности данный метод применяется для рафинирования тугоплавких и реакционно-активных металлов, таких как tantal и ниобий. Также этот метод применяется для получения высокочистых слитков. Проведение плавления в вакууме позволяет снизить содержание газовых и неметаллических примесей до уровней менее 0.0001%, при этом масса получаемых слитков может достигать сотен килограммов ( $\sim 20$ -100 кг для Ta/Nb,  $\sim 300$  кг для Ti). В последние годы электронно-лучевое плавление активно

используется и в аддитивном производстве, где послойное расплавление металлического порошка или проволоки позволяет изготавливать крупногабаритные и сложные изделия с заданной внутренней структурой, востребованные в аэрокосмической и медицинской промышленности. Проводя аналогии с другими методами аддитивного производства, электронно-лучевое планирование можно сравнить с 3Д-печатью, в которой вместо полимеров используются металлы.

### **Электронно-лучевая наплавка**

Электронно-лучевая наплавка является логическим продолжением технологий плавления и используется для восстановления изношенных деталей, упрочнения поверхностных слоёв и формирования функциональных покрытий. В процессе наплавки электронный пучок обеспечивает локальное расплавление присадочного материала и поверхности основы, формируя прочную металлургическую связь. Для таких покрытий характерны высокие значения твёрдости, достигающие HRC<sup>6</sup> 55-65, при минимальном разбавлении основного материала, менее 5%. Это делает электронно-лучевую наплавку особенно перспективной для ремонта и модификации деталей инструментального назначения и элементов ракетно-космической техники.

#### **1.2.2. Обезвреживание промышленных отходов**

##### **Обезвреживание промышленных дымов**

Радиационная обработка промышленных дымов с использованием электронных пучков основана на инициировании радиолиза газовой среды под действием потока ускоренных электронов. При прохождении электронного пучка через дым происходит ионизация и возбуждение молекул основных компонентов потока, а также примесей кислорода и водяного пара. В результате образуются соединения и частицы с высокой реакционной способностью:

---

<sup>6</sup> HRC, Hardness Rockwell C-scale" – твердость по Роквеллу, шкала С. Стандартный метод измерения сопротивления материала пластической деформации по глубине вдавливания алмазного конуса под нагрузкой 150 кгс. Диапазон для сталей — от 20 до 70 единиц; чем выше значение, тем выше твёрдость, но растёт хрупкость

атомарный кислород, гидроксильные радикалы, пероксильные радикалы и ионы, которые запускают цепочки окислительно-восстановительных реакций. Эти реакции приводят к преобразованию токсичных газообразных загрязнителей, прежде всего диоксида серы и оксидов азота, в более стабильные и химически связанные формы.  $\text{SO}_2$  и  $\text{NO}_x$  последовательно окисляются до серной и азотной кислот, которые при наличии аммиака или щелочных добавок переходят в соли — сульфаты и нитраты аммония.

Сформировавшиеся в процессе радиационно-химических реакций продукты находятся в газовом потоке в виде аэрозольных и мелкодисперсных твёрдых частиц, а также ионизированных молекулярных кластеров. Для обеспечения эффективного удаления этих продуктов на практике применяются комбинированные технологические схемы, в которых радиационная обработка сочетается с электростатической сепарацией. После зоны облучения дымовые газы направляются в электростатические осадители или фильтрующие устройства с наложенным электрическим полем. Заряженные частицы, образовавшиеся в результате радиолиза и последующих реакций, эффективно улавливаются на электродах осадителя.

Параметры облучения в промышленных установках подбираются с учётом состава дымовых газов, требуемой степени очистки и пропускной способности системы. Как правило, используются электронные ускорители с энергией электронов порядка 0.8-1.0 МэВ. Такие энергии обеспечивают достаточную глубину проникновения пучка в газовый поток и эффективную доставку энергии в реакционную зону. Мощность ускорителей находится в диапазоне от десятков и сотен кВт до МВт-уровней, при этом для обработки крупных газовых потоков часто применяется несколько ускорителей, работающих параллельно.

Практическая реализуемость электронно-лучевой очистки дымовых газов подтверждена опытом эксплуатации промышленных установок на энергетических и промышленных объектах. Такие технологии были внедрены на ряде электростанций в Китае и Европе. В условиях промышленной эксплуатации было показано удаление диоксида серы на уровне 80-95%, а оксидов азота — 50-

70%. Приятным бонусом технологии являются образующиеся в виде побочных продуктов аммонийные соли, которые могут использоваться в качестве минеральных удобрений.

### **Очистка сточных вод**

Следующим важным направлением применения радиационных технологий для обезвреживания промышленных отходов является очистка промышленных сточных вод. В основе данного подхода лежит инициируемый электронным или гамма-излучением радиолиз воды. Образующиеся в его ходе высокореакционноспособные гидроксильные радикалы, атомарный водород и гидратированные электроны взаимодействуют с молекулами загрязняющих веществ, разрывая прочные химические связи типа C–H, C–Cl и C–C, характерные для фенолов, красителей, поверхностно-активных веществ и хлорорганических соединений. В результате устойчивые и токсичные молекулы преобразуются в более простые и менее опасные продукты, вплоть до полной минерализации с образованием CO<sub>2</sub> и H<sub>2</sub>O либо соединений, легко поддающихся последующим стадиям очистки.

Одним из наиболее ярких примеров внедрения данной технологии в производство выступает текстильная фабрика Guanhua Knitting Factory в Китае, где с 2010 года используется установка, разработанная при участии МАГАТЭ. К 2020 году установка была масштабирована до крупнейшей в мире системы радиационной водоочистки, обеспечивающей обработку порядка 30 млн литров сточных вод в сутки. Основной объект воздействия — стойкие текстильные красители и сопутствующие органические загрязнители. В результате эксплуатации достигнуто снижение химического и биохимического до 95% и 90% соответственно. За счет этого удалось организовать повторное использование очищенной воды, экономящее ~4.5 млрд литров свежей воды в год.

Сходная по назначению, но меньшая по масштабу система была введена в эксплуатацию на промышленном текстильном кластере Daegu Dyeing Industrial Complex в Южной Корее. Здесь радиационная очистка применяется с 2005 года и позволяет обрабатывать ~7000 м<sup>3</sup> сточных вод в сутки. Технологическая схема

основана на использовании двух электронных ускорителей с энергией электронов порядка 1 МэВ и суммарной мощностью около 400 кВт. Промышленная эксплуатация показала снижение химического потребления кислорода до 97% и практически полное удаление цветности (до 99%). При этом потребление химических реагентов на последующих стадиях очистки было снижено примерно на 50%.

Отечественный опыт внедрения радиационных технологий представлен, в частности, пилотной установкой ЭОЛ-400М, разработанной и эксплуатируемой при участии МРТИ РАН. Установка предназначена для обработки сточных вод нефтехимического происхождения в объёме от 100 до 500 м<sup>3</sup> в сутки и оснащена электронным ускорителем на энергию 0.4 МэВ и мощностью до 400 кВт. В ходе испытаний и опытной эксплуатации было показано снижение концентрации органических загрязнителей на уровне до 90%, а также полная стерилизация сточных вод, при которой микробная обсеменённость снижалась с уровней порядка 10<sup>6</sup> клеток на миллилитр до практически нулевых значений.

### **Дезактивация радиоактивных отходов**

Наряду с очисткой газовых выбросов и сточных вод, радиационные технологии находят применение при обращении с радиоактивными отходами (РАО), где они используются в качестве средства предварительной дезактивации и кондиционирования. Радиоактивные отходы, образующиеся в атомной промышленности, научных и медицинских учреждениях, характеризуются значительным разнообразием по агрегатному состоянию и составу. Существенную долю среди них составляют жидкие и твёрдые отходы с органической матрицей, включающей полимеры, ионообменные смолы, экстракционные реагенты и технологические растворы, в которых радионуклиды, такие как <sup>137</sup>Cs и <sup>90</sup>Sr, находятся в сорбированном или комплексном состоянии. Основной задачей радиационной обработки таких отходов является не изменение ядерных характеристик радионуклидов, а разрушение органической матрицы, высвобождение сорбированных компонентов и перевод радиоактивных веществ

в более стабильные и компактные формы, пригодные для последующего кондиционирования и долговременного захоронения.

Аналогично технологии очистки сточных вод, воздействие ионизирующего излучения на РАО приводит к радиолизу воды и органических компонентов отходов с образованием свободных радикалов. Эти частицы инициируют разрыв связей C–C, C–H и C–O в полимерных и органических структурах, вызывая их деструкцию и минерализацию. В результате разложения матрицы радионуклиды высвобождаются и переходят в раствор, либо становятся доступными для сорбции на вспомогательных материалах, таких как цеолиты или оксиды металлов, что существенно облегчает дальнейшие стадии переработки.

Технологическая реализация радиационной дезактивации радиоактивных отходов осуществляется с использованием электронных ускорителей и гамма-источников, параметры которых подбираются с учётом состава и агрегатного состояния обрабатываемых материалов. На практике применяются ускорители с энергией электронов в диапазоне 1-5 МэВ и мощностью от десятков до сотен кВт, обеспечивающие поглощённые дозы порядка 10 - 100 кГр. Такие режимы позволяют добиться глубокого разложения органической фазы при приемлемых энергетических затратах и достаточной однородности облучения. Для жидких отходов используются проточные схемы обработки; твёрдые и полимерные материалы облучаются в контейнерах или на транспортных системах.

Радиационная обработка радиоактивных отходов, как правило, не является самостоятельным завершающим этапом, но интегрируется в комплексные технологические схемы. После радиолиза органической матрицы высвобожденные радионуклиды фиксируются с помощью сорбционных методов, а затем продукты переработки подвергаются цементации, стеклованию или иной форме стабилизации. Такое сочетание радиационно-химических и традиционных методов позволяет существенно снизить объём отходов — в ряде случаев в 3-5 раз — и перевести их в формы с повышенной физико-химической устойчивостью. В результате достигается снижение класса опасности радиоактивных отходов и упрощаются требования к их долговременному хранению и захоронению.

Практическая реализуемость радиационно-химической дезактивации радиоактивных отходов с органической матрицей подтверждается опытом её успешного внедрения в разных странах. Так, на отечественном предприятии ФГУП «РАДОН» в 2023–2025 гг. была реализована промышленная схема переработки отработанных ионообменных смол, использовавшихся на атомных электростанциях. Объектами обработки являлись смолы типов Dowex и Amberlite, загрязнённые  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{90}\text{Sr}$ . Технологический процесс включал электронно-лучевую обработку с энергией электронов 1-5 МэВ и поглощёнными дозами порядка 10-50 кГр. После облучения радионуклиды переводились на цеолитные сорбенты и далее фиксировались методом цементации. В результате удалось сократить объём отходов примерно в четыре раза и перевести их из I класса в III класс радиоактивности, при этом суммарный объём переработки достигал порядка 100 тонн смол в год.

В 2017 г Корейский научно-исследовательский институт атомной энергии (Korea Atomic Energy Research Institute, KAERI), продемонстрировал возможность переработки резорцинформальдегидных ионообменных смол, загрязнённых  $^{137}\text{Cs}$ . В рамках разработанной технологии электронно-лучевая обработка сочеталась с щелочной регенерацией смол, что обеспечивало разрушение органической структуры и эффективное высвобождение радионуклидов. Последующая сорбция на специализированных RFR-сорбентах позволяла достигать степени удаления цезия на уровне 79–91%.

Международный опыт радиационной дезактивации обобщён в документах МАГАТЭ, в частности в руководстве TRS-427, посвящённом предзахоронительной обработке отходов. В документе рассматривается переработка полимерных и ионообменных материалов, содержащих радионуклиды  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{60}\text{Co}$  и плутоний, реализованная на объектах во Франции и на предприятиях атомной отрасли России. В этих схемах РАО обрабатывались гамма-излучением от источника  $^{60}\text{Co}$  в дозах 50-100 кГр, что приводило к глубокой минерализации органической матрицы. Высвобожденные радионуклиды эффективно извлекались

с использованием оксидов железа, при этом до 95% цезия переходило в растворимую форму, а общий объём отходов сокращался примерно в 3.5 раза.

### 1.2.3. Неразрушающий контроль

В соответствии с определением, принятым МАГАТЭ, радиационный неразрушающий контроль представляет собой использование ионизирующего излучения для визуализации внутренних дефектов и неоднородностей материалов и изделий без нарушения их целостности и функциональных свойств. Современные методы радиационного неразрушающего контроля охватывают широкий спектр задач и могут быть условно разделены на несколько функциональных направлений. К первому относится диагностический контроль, включающий радиографическую и томографическую дефектоскопию сварных соединений, литых и деформированных изделий, композиционных и аддитивных материалов. Второе направление связано с обеспечением безопасности и включает досмотровые комплексы для контроля грузов, контейнеров, транспортных средств и персонала на объектах критической инфраструктуры, в портах, аэропортах и на таможне. Третью группу образуют радиационно-метрологические методы, предназначенные для измерения плотности, толщины, уровня и распределения вещества в технологических процессах и строительных конструкциях.

К числу основных технических преимуществ радиационного неразрушающего контроля относится возможность выявления внутренних дефектов средней и большой глубины залегания, недоступных для большинства контактных методов. Радиография с использованием радиоизотопных источников  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  обеспечивает контроль стальных изделий толщиной до 200 мм, тогда как применение линейных ускорителей, генерирующих тормозное рентгеновское излучение с максимальной энергией 5-10 МэВ, позволяет достигать эквивалентной проникающей способности до 400 мм стали. Пространственное разрешение радиографических методов обычно составляет 0.1-1 мм, что обеспечивает надёжное обнаружение пор, трещин, непроваров и внутренних включений. При этом радиография принципиально не предназначена для выявления поверхностных дефектов. Это обусловлено физикой метода

и определяет необходимость её комбинирования с другими видами неразрушающего контроля.

### **Радиографическая дефектоскопия**

Радиографическая дефектоскопия является базовым направлением радиационного неразрушающего контроля, ориентированным на выявление внутренних дефектов по вариациям ослабления излучения в материале. В практической реализации она делится на рентгенографию, где источником выступает рентгеновская трубка, допускающая оперативную настройку спектра, и гаммаграфию, использующую радиоизотопные источники, обеспечивающие автономность и высокую мобильность в полевых условиях.

Лабораторная рентгенография применяется преимущественно для контроля сварных соединений, литых деталей, проката и изделий сложной геометрии при характерных толщинах металла 3-120 мм. Рабочие напряжения рентгеновских трубок варьируются от 30 до 450 кВ: низковольтные режимы (30-150 кВ) используются для алюминиевых сплавов и тонкостенных стальных изделий, средневольтные (150-300 кВ) — для конструкционных сталей средней толщины, а высоковольтные (300-450 кВ) — для толстостенных элементов. Существенным технологическим сдвигом последнего десятилетия является переход от плёночной радиографии к цифровым методам, благодаря которым сокращается время контроля, и дозовая нагрузка, а также становится возможной автоматизированная интерпретация результатов с использованием методов компьютерного зрения и искусственного интеллекта.

В условиях полевого контроля, когда использование стационарных рентгеновских установок затруднено или невозможно, основным средством радиографической дефектоскопии становится гаммаграфия с применением радиоизотопных источников. Данный метод ориентирован на обследование протяжённых и крупногабаритных объектов без их демонтажа и подключения к энергоснабжению. Это определяет его широкое применение при контроле магистральных трубопроводов, мостовых конструкций, резервуаров и элементов строительных металлоконструкций.

Наиболее распространённым изотопом в гаммаграфии является  $^{192}\text{Ir}$  со средней энергией гамма-квантов  $\sim 380$  кэВ и максимальной 612 кэВ, обеспечивающий эффективный контроль стальных изделий толщиной от 10 до 150 мм; при этом наилучшая чувствительность достигается в диапазоне 10-100 мм. Для контроля толстостенных конструкций применяется  $^{60}\text{Co}$  с энергиями 1.17 и 1.33 МэВ, позволяющий выполнять просвечивание изделий толщиной до 300 мм (при оптимальном диапазоне толщин 60-200 мм). В задачах, где требуется снижение дозовых нагрузок при сохранении мобильности, используются альтернативные источники, в частности  $^{75}\text{Se}$ , эффективный для толщин порядка 5-40 мм. Типичные активности применяемых источников составляют от 0.37 до 370 ГБк.

### **Досмотровые комплексы**

Досмотровые комплексы представляют собой специализированный класс радиационных систем контроля, предназначенных для инспекции грузов, транспортных средств и потоков людей в задачах безопасности. В отличие от радиографической дефектоскопии, ориентированной на высокое пространственное разрешение и анализ дефектов материала, досмотровые системы оптимизируются по критериям пропускной способности, устойчивости к экранированию и минимальной дозовой нагрузке при массовом применении. Основными разновидностями таких систем являются контейнерные сканеры на базе линейных ускорителей и портальные радиационные рамки.

Контейнерные сканеры используют тормозное рентгеновское излучение, генерируемое линейными ускорителями электронов с максимальной энергией 5-10 МэВ. В таких режимах возможно просветить объекты толщиной до 400 мм в эквиваленте стали. Этого достаточно, чтобы проводить инспекцию стандартных морских контейнеров и крупногабаритных грузов без вскрытия. Сканирование выполняется в ступенчатом или конвейерном режиме с формированием двумерных радиографических изображений. Производительность контейнерных сканеров составляет порядка 50-180 контейнеров в час в зависимости от режима работы и алгоритмов анализа изображений.

Портальные радиационные рамки относятся к менее энергоемким досмотровым системам и предназначены для контроля автомобилей, железнодорожных платформ и пешеходных потоков. В таких комплексах применяется сочетание активных и пассивных каналов регистрации: гаммаизлучение от источников  $^{137}\text{Cs}$  или  $^{60}\text{Co}$  используется для обнаружения радиационных аномалий и плотных материалов, а рентгеновские источники низкой и средней энергии — для формирования обзорных изображений. Рамки обеспечивают пропускную способность до 100-500 объектов в час при эффективных дозах менее 1 мкЗв на проход.

### **Микротомография**

Микротомография представляет собой разновидность рентгеновской компьютерной томографии, ориентированную на неразрушающее трёхмерное исследование внутренней структуры объектов с микронным и субмикронным пространственным разрешением. Основная область применения микротомографии связана с лабораторным контролем изделий малых размеров, где критично высокое пространственное разрешение. Типичные микро-КТ системы работают при напряжениях рентгеновских трубок до 230 кВ, обеспечивая разрешения  $\sim 1$  мкм. Метод широко применяется для анализа композитных материалов, аддитивно изготовленных деталей, электронных компонентов, геологических образцов и прецизионных узлов. На мировом рынке микротомографических систем доминируют несколько производителей, формирующих основную часть поставок лабораторных микро-СТ. Наиболее распространённые модели и их параметры приведены в таблице 1.1 (№ 1-4).

Большую часть рынка занимает компания Bruker с долей  $\sim 60\%$ . Компании Zeiss и Nikon формируют ещё порядка 35%. Россия также владеет технологией производства микротомографов. TOLMI-150-10, настольный рентгеновский микротомограф — разработка Томского политехнического университета. Установка ориентирована на контроль объектов характерных размеров 5-150 мм при напряжениях 40-150 кВ и обеспечивает эффективное пространственное разрешение порядка 20 мкм, достаточное для задач дефектоскопии композитов,

анализа пористости и геометрии внутренних каналов. Время одного сканирования составляет от 10 до 120 минут, в зависимости от числа проекций.

Таблица 1.1. Характеристики некоторых микротомографов.

№	Производитель	Модель	Напряжение, кВ	Объекты, мм	Разрешение, мкм
1	Bruker	SkyScan 1273	20–130	4–230	0.6–82
2	Bruker	SkyScan 1272	20–100	2–230	0.5–82
3	Zeiss	Versa XRM-410	40–160	2–400	0.7–100
4	Nikon Metrology	XT H 225 ST	20–225	5–600	0.5–200
5	Томский политехнический университет	TOLMI-150-10 [62]	40–160	5–150	20–50

### Промышленная томография

Промышленная компьютерная томография (ПКТ) представляет собой метод трёхмерного радиационного неразрушающего контроля и измерений, предназначенный для получения объёмной информации о внутренней структуре изделий без нарушения их геометрии и целостности. В рамках промышленной практики ПКТ используется как для выявления внутренних дефектов, так и для метрологического анализа геометрии, сопоставления с цифровыми CAD-моделями и структурного анализа материалов.

В задачах промышленной томографии используются рентгеновские источники с напряжением до 600 кВ, а также линейные ускорители электронов с энергией до 15 МэВ, работающие в режиме генерации тормозного излучения. Число проекций на один цикл сканирования в промышленных системах обычно

лежит в диапазоне от 800 до 3000, а длительность замера для точных задач может составлять от 30 минут до нескольких часов.

Применение ПКТ в промышленности особенно востребовано в авиационно-космической, автомобильной и энергетической отраслях. В авиации и энергетике метод используется для контроля ответственных литых, ковких и сварных узлов, а также систем охлаждения и протока, где дефекты могут привести к тяжёлым последствиям в эксплуатации. В автомобильной индустрии ПКТ применяется для инспекции сложных сборок, узлов с внутренними каналами, а также для контроля качества материалов и компонентов, недоступных для традиционных контактных и поверхностных методов.

Экономические и технологические ограничения ПКТ носят преимущественно количественный характер. Высокая стоимость оборудования — от нескольких сотен тысяч евро для систем на рентгеновских источниках до нескольких миллионов евро для установок на базе линейных ускорителей — сочетается с необходимостью организации радиационной защиты, квалифицированного обслуживания и мощной вычислительной инфраструктуры. Объёмы данных одного промышленного сканирования находятся в диапазоне десятков — сотен гигабайт, что требует развитого программного обеспечения и аппаратных средств для обработки, визуализации и анализа.

#### **1.2.4. Радиационная обработка**

##### **Радиационная обработка нефти**

Радиационная обработка тяжелой нефти и нефтяных остатков представляет собой направление, в котором ионизирующее излучение рассматривается как инструмент модификации физико-химических свойств сложных углеводородных систем с целью повышения качества перерабатываемых продуктов. В литературе подчёркивается, что сочетание радиационных методов с традиционной термической обработкой может способствовать разрыву крупных молекулярных структур тяжёлого сырья, таким образом влияя на распределение молекулярной массы, снижая вязкость и увеличивая долю лёгких фракций

в продуктах перегонки. Эти эффекты обусловлены радиационно-индуцированными реакциями, включая образование свободных радикалов, инициирующих цепные разложение углеводородных молекул и перераспределение фракционного состава топлива. Такие изменения в углеводородной матрице направлены на улучшение подвижности и текучести тяжёлой нефти, а также на снижение содержания трудноокисляемых компонентов, что теоретически может уменьшить долю тяжёлых и ароматических фракций в конечном продукте и облегчить их дальнейшую переработку в нефтехимических процессах.

Исследования, посвящённые радиационной обработке нефти, показывают, что воздействие высокоэнергетическими электронными пучками или гамма-излучением может влиять на углеводородные цепи, инициируя процессы крекинга и фрагментации, которые в определённых энергетических режимах приводят к снижению вязкости и повышению доли низкомолекулярных компонентов. В частности, применение электронного излучения в сочетании с термической обработкой усиливает крекинг тяжелой нефти за счёт образования активных промежуточных радикалов, что отражается в физических и химических свойствах получаемых смесей.

Однако в контексте промышленного применения радиационной обработки нефти сохраняются значительные ограничения и риски. С одной стороны, энергетические затраты на создание и поддержание потоков высокоэнергетического излучения остаются существенными, особенно при обработке крупных объёмов сырья. С другой стороны, эксплуатация таких технологий сопряжена с необходимостью обеспечения строгой радиационной безопасности и соответствующей инфраструктуры для защиты персонала и окружающей среды от облучения. Кроме того, выбор оптимальных доз и режимов облучения осложняется сложностью углеводородных смесей, где избыточное воздействие может привести к нежелательным реакциям, таким как переассоциация радикалов или образование стойких побочных продуктов,

что может ухудшать качество конечного продукта или снижать выход целевых фракций.

В совокупности эти факторы свидетельствуют о том, что радиационная обработка нефти представляет собой технологически интересное направление с потенциалом для повышения эффективности переработки тяжёлых углеводородов, однако его практическая реализация требует дальнейшего изучения оптимальных режимов воздействия, расчёта экономической эффективности и разработки соответствующих инженерно-технических решений для промышленной эксплуатации.

### **Радиационная обработка медицинских изделий**

Радиационная обработка медицинских изделий и имплантатов в промышленном исполнении прежде всего ориентирована на гарантированное уничтожение микроорганизмов и обеспечение стерильности готовой продукции, что является обязательным этапом перед выпуском в медицинскую практику. Радиационная стерилизация — признанный метод, применяемый для широкого спектра изделий, и на него распространяется международный стандарт ISO 11137, который регламентирует разработку, валидацию и контроль процесса стерилизации излучением. Этот стандарт охватывает все ключевые аспекты — от определения минимальных и максимальных доз до вопросов дозиметрии, контроля качества процесса и документального подтверждения безопасного уровня стерильности для медицинских устройств.

В промышленной практике применяются три основных типа ионизирующего излучения для стерилизации изделий: гамма-излучение  $^{60}\text{Co}$  (используется в ~80-90%), ускоренные электроны с энергией до 10 МэВ (~10%) и тормозное излучение с энергией до 5 МэВ (7.5 МэВ в США). Доза, необходимая для радиационной стерилизации, определяется в соответствии с ISO 11137 и для многих полимерных и медицинских изделий находится в диапазоне 15-25 кГр. Метод используется для стерилизации одноразовых медицинских изделий, таких как шприцы, катетеры, хирургические и диагностические инструменты, а также упаковки и вспомогательные компоненты.

Основными преимуществами радиационной стерилизации в сравнении с термическими и химическими методами являются глубокая проникающая способность излучения, за счет чего достигается высокая скорость обработки порядка десятков тонн в час, и возможность обработки изделий в их окончательной упаковке.

### **Радиационная обработка детских изделий и игрушек**

Радиационная обработка детских изделий и игрушек рассматривается в первую очередь как метод обеспечения микробиологической безопасности продукции, направленный на снижение риска передачи инфекций через предметы, регулярно контактирующие с кожей и слизистыми оболочками ребёнка. Стерилизация игрушек радиационным методом может рассматриваться как продолжение технологий, используемых в стерилизации медицинских изделий, с адаптацией параметров обработки под особенности продукции для детей и требованиям к её безопасности.

В промышленной практике радиационное воздействие может применяться к пластиковым игрушкам, соскам, деталям колясок и другим изделиям, изготовленным из полимеров, где традиционные влажные или химические методы дезинфекции ограничены геометрией изделия или могут отрицательно влиять на материал. Однако в отличие от медицинской стерилизации, радиационная обработка игрушек в настоящее время применяется редко и ограниченно, преимущественно в рамках специализированных сервисов или исследовательских протоколов, поскольку для массовых потребительских товаров вопрос о необходимости именно радиационной стерилизации остаётся предметом оценки на основании соотношения затрат, эффективности и возможных альтернативных методов санитарной обработки.

Помимо уничтожения микроорганизмов, радиационное воздействие на полимерные компоненты игрушек теоретически может приводить к изменению физических свойств материалов, включая эластичность резин, а также к частичной дегазации или удалению летучих соединений, отвечающих за запахи. Такие эффекты наблюдаются в радиационной модификации полимеров в других

отраслях, но для детских изделий они должны оцениваться особенно строго, поскольку изменение механических характеристик при облучении может повлиять на безопасность и долговечность изделий.

### **Радиационное окрашивание и обесцвечивание**

Радиационное окрашивание и обесцвечивание материалов основано на индуцированных ионизирующим излучением радикальных центрах и нарушениях электронной структуры кристаллических и аморфных систем, приводящих к изменению спектральных характеристик поглощения и, как следствие, видимого цвета. Под действием ионизирующего излучения в материале формируются т.н. центры окрашивания — локальные дефекты, связанные с захватом и перераспределением электронов или образованием вакансий, которые изменяют уровни энергии, участвующие в оптических переходах. Эти центры могут быть стабильными или метастабильными, в зависимости от природы материала, типа облучения и последующей термической обработки, и именно они определяют изменение цвета или его исчезновение после радиационной обработки. Аналогичные процессы лежат в основе формирования центров окрашивания в кристаллах при воздействии ионизирующего излучения.

Одной из наиболее распространённых областей промышленного применения радиационного изменения цвета является обработка драгоценных и поделочных камней, таких как топаз, кварц, берилл, турмалин и т.д., при которой бесцветные или слабо окрашенные образцы переводятся в более насыщенные оттенки. При этом гамма-излучение, нейтронное облучение и электронные пучки могут индуцировать «цветовые центры» в кристаллической решётке, что приводит к появлению устойчивых оттенков, включая синие, зелёные и коричневые, которые ценятся на рынке и ювелирной промышленности. В частности, белый топаз при облучении электронным пучком с энергиями нескольких МэВ образует ионные центры, которые после облучения и дальнейшей термообработки проявляются как устойчивый синий цвет, широко используемый в коммерческой практике.

Методы радиационной обработки для изменения цвета материалов включают использование гамма-источников и электронно-лучевых ускорителей, реже применяются нейтронные источники в специализированных реакторах. Выбор типа излучения определяется необходимой глубиной проникновения, равномерностью дозы и желаемой спецификой оптических изменений. В коммерческой практике для подобных модификаций применяются дозы до десятков МГр.

Кроме украшений, радиационно-индуцированные изменения цвета используются и для модификации полимеров и других материалов, включая текстиль и пластмассы, где облучение может вызывать потемнение, обесцвечивание или стабилизацию исходной окраски за счёт радикальных реакций и изменения хромофоров. Выбор дозы и типа излучения в этих задачах зависит от исходного химического состава и архитектуры материала, а также от требуемого эффекта (обесцвечивание или укрепление цвета), и включается в технологические регламенты обработки.

С экономической точки зрения радиационная обработка для изменения цвета может быть выгодной альтернативой традиционным методам окрашивания или химической обработки, особенно в тех случаях, когда требуется глубокое, равномерное воздействие по всему объёму изделия без введения посторонних примесей.

### **Радиационная обработка в химической и полимерной промышленности**

Радиационная обработка полимерных материалов в химической и полимерной промышленности представляет собой совокупность технологических приёмов, основанных на воздействии ионизирующего излучения для устойчивого изменения макромолекулярной структуры полимеров и, как следствие, их эксплуатационных свойств. Основная цель таких обработок — изменение механических, термических и химических характеристик материалов за счёт индуцированных реакций в твердом состоянии, главным образом радиационной сшивки, а также, в ряде случаев, контролируемой деполимеризации и других реакций. Радиационная модификация позволяет создавать трехмерно сшитую

структурой, повышающей устойчивость полимеров к нагреву, износу и агрессивным средам. В промышленности радиационно-модифицированные полимеры находят применение в широком спектре изделий, где повышенные механические, термические и эксплуатационные свойства являются критическими. Наиболее типичными примерами являются изоляция электрических кабелей и проводов, где сшивка улучшает термостойкость и электрофизические характеристики; автомобильные шины и резиновые изделия, в которых обработка увеличивает износостойкость и долговечность; а также термоусадочные и функциональные пленки, которые после облучения сохраняют форму, устойчивы к температурным и механическим воздействиям после монтажа.

Технологические реализации радиационной обработки используют те же источники ионизирующего излучения, что и ранее перечисленные промышленные радиационные процессы: ускорители электронов с энергией до 10 МэВ и  $^{60}\text{Co}$ .

В сравнении с химическими методами модификации, радиационная сшивка не требует ввода инициаторов или катализаторов, что снижает количество посторонних примесей и упрощает технологическую цепочку. Кроме того, обработка протекает при относительно низких температурах, что уменьшает термические напряжения и деформации изделий.

### **Радиационная обработка в пищевой и агропромышленности**

В современной практике радиационной обработки пищевых продуктов и сельскохозяйственной продукции применяются три основных типа источников ионизирующего излучения: пучки ускоренных электронов с энергией до 10 МэВ, тормозное излучение с энергией до 5 МэВ (7.5 МэВ в США) и гамма-излучение радионуклидов  $^{60}\text{Co}$  и  $^{137}\text{Cs}$ .

На первых этапах развития технологии радиационной обработки пищевой продукции были широко распространены гамма-установки за счет высокой проникающей способности гамма-квантов. Вместе с тем изотропный характер излучения, невозможность оперативного управления мощностью дозы, а также требования к обеспечению радиационной безопасности и обращению

с источниками ограничивала их гибкость. Поэтому по мере развития технологии они уступали свое место ускорителям электронов.

Принципиальным преимуществом электронных ускорителей является существенно более высокая достижимая мощность дозы порядка  $10^3$ - $10^6$  Гр/с, тогда как для гамма-установок характерны значения мощности дозы на уровне  $10^2$ - $10^4$  Гр/ч. Важным технологическим свойством электронных ускорителей является возможность варьирования энергии пучка, что позволяет изменять глубину проникновения излучения и распределение поглощённой дозы по объему обрабатываемых объектов. Энергетический спектр же гамма-излучения радионуклидов фиксирован. Кроме того, ускорительные установки лишены такого недостатка, как необходимость вывода из эксплуатации отработанных радиоактивных источников, представляющих собой, по сути, радиоактивные отходы. Помимо этого, линейные ускорители электронов могут работать в режиме генерации тормозного излучения. Тормозное излучение обладает большей проникающей способностью в сравнении с электронным пучком и обеспечивает более равномерное распределение поглощённой дозы по глубине объекта.

Физические и последующие биологические эффекты радиационной обработки обусловлены процессами передачи энергии ионизирующего излучения веществу облучаемого объекта. Независимо от типа используемого излучения первичными актами взаимодействия являются процессы ионизации и возбуждения атомов и молекул среды. Их результатом является, в том числе, радиолиз воды, определяющий величину биологического эффекта. Продукты радиолиза – включая гидроксильные радикалы  $\text{OH}^-$ , атомарный водород, гидратированные электроны, а также молекулярные продукты, такие как перекись водорода и молекулярный водород – обладают высокой реакционной способностью и участвуют в последующих химических реакциях с биологической средой. Первичные химически активные частицы образуются непосредственно в результате актов ионизации и возбуждения, тогда как вторичные продукты формируются в ходе каскада свободнорадикальных реакций. В совокупности эти процессы приводят к повреждению клеточных структур микроорганизмов, включая разрывы цепей

ДНК, модификацию мембранных липидов и инактивацию ферментных систем, что приводит к их гибели и обеспечивает эффект радиационной стерилизации.

Эффективность воздействия ионизирующего излучения на микроорганизмы определяет ведущую роль применения радиационной обработки в пищевой промышленности именно для обеспечение микробиологической безопасности продукции. Пищевая и сельскохозяйственная продукция на всех этапах производства, переработки, транспортировки и хранения подвержена контаминации патогенными и условно-патогенными микроорганизмами, включая бактерии, вирусы, грибки и паразитов. Наличие микробной загрязнённости представляет риск для здоровья потребителей и является одной из основных причин порчи продуктов.

Помимо обеспечения микробиологической безопасности, радиационная обработка широко применяется для продления сроков хранения пищевой продукции. Порча продуктов питания обусловлена совокупным действием микробиологических, биохимических и физиологических процессов, скорость протекания которых может быть существенно снижена под воздействием ионизирующего излучения.

Для мяса, рыбы и продукции животного происхождения радиационная обработка позволяет уменьшить исходную микробную обсеменённость, замедлить развитие психрофильных микроорганизмов при холодильном хранении и снизить вероятность развития патогенной микрофлоры. В результате достигается увеличение сроков хранения при сохранении температурных режимов, традиционно используемых в пищевой промышленности. При этом применяемые дозы, как правило, существенно ниже стерилизующих, что позволяет избежать выраженных изменений физико-химических и органолептических свойств продукции.

В отношении фруктов, овощей и зерновых культур радиационная обработка используется для подавления физиологических процессов, ответственных за прорастание и созревание, а также для снижения активности микроорганизмов и фитопатогенов. Облучение в малых и средних дозах позволяет ингибировать

прорастание корнеплодов, замедлять процессы созревания плодов и снижать потери массы при хранении. Для зерновых культур и продуктов их переработки радиационная обработка применяется также с целью защиты от насекомых-вредителей и снижения микробной загрязнённости.

Отдельным направлением является подавление плесневых грибов, паразитов и насекомых-вредителей. Радиационная обработка эффективна в отношении широкого спектра насекомых на различных стадиях развития, включая яйца и личинки, что делает её востребованной при карантинной обработке продукции. В отличие от химических инсектицидов, радиационная обработка не приводит к образованию токсичных остаточных веществ и не способствует формированию устойчивых популяций вредителей.

Также радиационная обработка рассматривается как альтернатива классическим промышленным методам консервирования. Обеспечивая тот же микробиологический эффект, обработка ионизирующим излучением даже в дозах  $\sim 10$  кГр не приводит к какому-либо значимому нагреванию обрабатываемой продукции. Из-за чего не происходит денатурация белков, изменение структуры тканей и снижение пищевой ценности продукта. В сравнении с химическими методами, радиационная обработка не требует введения в продукт посторонних веществ и не сопровождается образованием химических остатков, что особенно важно для продукции с высокими требованиями к экологической и санитарной чистоте. Кроме того, эффективность радиационной обработки не зависит от диффузии реагентов в толщу продукта, что обеспечивает более равномерное воздействие на микроорганизмы.

Наряду с применением в пищевой промышленности, радиационная обработка находит широкое применение в агропромышленном комплексе, где используется на этапах предпосевной подготовки и подготовки сельскохозяйственной продукции к хранению. В этих областях ионизирующее излучение рассматривается не только как средство обеззараживания, но и как инструмент управляемого воздействия на физиологические и биохимические процессы в растительных объектах.

Идея предпосевной обработки семенного материала лежит в следующем. Воздействие ионизирующего излучения в малых и средних дозах может оказывать стимулирующее влияние на процессы прорастания семян и начальные стадии роста растений. Наблюдаемый эффект связывают с активацией ферментных систем, изменением проницаемости клеточных мембран и интенсификацией обменных процессов в тканях семени. Радиационная обработка семенного материала может способствовать повышению устойчивости растений к абиотическим стрессам, включая температурные колебания, засуху и засоление почв, а также к биотическим факторам, таким как воздействие фитопатогенных микроорганизмов. Предполагается, что формирование адаптивного ответа связано с индукцией антиоксидантных систем и изменением экспрессии генов, ответственных за стрессоустойчивость. При этом важным условием является строгий подбор дозы облучения, поскольку превышение оптимального диапазона может приводить к угнетению прорастания и снижению жизнеспособности семян.

Дополнительным эффектом предпосевной радиационной обработки является подавление фитопатогенной микрофлоры, присущей на поверхности семян. Облучение позволяет снизить микробную нагрузку без применения химических проправителей, что имеет значение с точки зрения экологической безопасности и снижения химической нагрузки на агроэкосистемы. В отличие от химических средств защиты растений, радиационная обработка не оставляет остаточных веществ и не способствует формированию устойчивых штаммов фитопатогенов.

Касаемо радиационной обработки сельскохозяйственной продукции для ее подготовки к хранению. Потери урожая при хранении обусловлены физиологическими процессами, микробиологической порчей, а также повреждением продукции насекомыми-вредителями. Использование ионизирующего излучения позволяет воздействовать на указанные факторы без существенного изменения физико-химических свойств продукции.

Одним из наиболее распространённых направлений улучшения хранения урожая методами радиационной обработки является ингибирирование прорастания корнеплодов и клубней. Облучение в малых дозах позволяет подавлять активность

меристемных тканей, ответственных за прорастание, что способствует сохранению товарных качеств продукции и снижению потерь массы при длительном хранении. Данный подход широко применяется в отношении картофеля, лука и других корнеплодов и рассматривается как альтернатива химическим ингибиторам прорастания. Помимо этого, радиационная обработка способствует снижению потерь урожая при хранении за счёт уменьшения микробной обсеменённости и подавления развития плесневых грибов. В результате замедляются процессы гниения и порчи продукции, а также снижается вероятность вторичного заражения при хранении и транспортировке. При этом, как правило, применяются дозы, значительно меньшие стерилизующих, что позволяет сохранить органолептические и питательные свойства продукции.

### **1.3. Дозиметрическое планирование и дозиметрический контроль радиационной обработки**

Эффективность радиационной обработки, вне зависимости от области, в решающей степени определяется параметрами дозового воздействия: абсолютным значением доставленной дозы и параметрами ее распределения по объему объекта. В таблицах 1.2, 1.3 [63,64] приведены типичные дозовые диапазоны и соответствующие им эффекты в различных областях радиационной обработки.

Таблица 1.2. Оптимальные диапазоны доз для радиационной обработки полимеров и медицинских изделий [64].

Применение	Объекты облучения	Цель	Дозы, кГр
Модификация полимеров	Полиолефины: полиэтилен, поливинилхлорид, этилен- пропиленовый каучук, поливинилиденфторид и сополимер тетрафторэтилена с этиленом	Изоляция проводов и кабелей	50–400
	Эластомеры (автомобильные шины); каучук (резиновые перчатки, кровельные и гидроизоляционные материалы)	Термоусадочные материалы с эффектом памяти	50–150
	Материалы, содержащие олигомеры и мономеры (клей, целлюлоза, лак, чернила, пленки, бетон)	Радиационная сшивка	1–200
	Композитные материалы (автомобильные и авиационные компоненты)	Полимеризация и прививка	15–50
	Гидрогели: поливиниловый спирт, полиакриламид, поливинилпирролидон, полиэтиленоксид и метилцеллюлоза		150–250
	Материалы, содержащие политетрафторэтилен; целлюлозные отходы (опилки, стружка, солома, мелкая стружка и т.д.); Тефлоновые отходы; Резиновые, целлюлозные и полипропиленовые материалы	Радиационная деструкция	25–50
Медицинские принадлежности	Одноразовое медицинское оборудование (шприцы, иглы, маски, хирургические перчатки и т.д.)	Радиационная стерилизация	500– 1500
	Упаковочные материалы (капельницы, чаши Петри, флаконы-пипетки, пробирки для сбора крови)		
	Фармацевтические препараты (мази и капли, физиологические растворы)		

Таблица 1.3. Оптимальные диапазоны доз для радиационной обработки пищевой и агропродукции [63].

Применение	Объекты облучения	Цель	Дозы, кГр
Пищевая и агропромышленность	Овощи и фрукты	Замедление созревания	0.2–2
		Продление сроков хранения	0.5-3
		Подавление насекомых и вредителей	0.1-1
	Корнеплоды и луковицы	Ингибирование и/или замедление прорастания	0.02-0.5
		Снижение фитопатогенной нагрузки	≤ 2
	Зерно, бобовые, орехи и сущеные фрукты	Снижение насекомых и вредителей	≤ 1
		Улучшение качества семенного материала	
	Специи и приправы, сухие травы	Уничтожение патогенных микроорганизмов, насекомых и вредителей	≤ 10
	Мясо птицы, говядины, свинины; рыба и морепродукты	Подавление микробиологической активности и уничтожение патогенных микроорганизмов	≤ 5
		Продление сроков хранения	0.5-3
	Молочные продукты	Уничтожение бактерий	2-5
		Улучшение безопасности	
	Пища особого назначения (больничная еда, армейские пайки)	Полная стерилизация	10-50

### 1.3.1. Последствия облучения в дозах вне технологического диапазона

При подведении недостаточной дозы облучения к области интереса не достигается требуемый биологический или технологический эффект. В то же время облучение в дозе, большей предписанной, может привести к необратимым физико-химическим изменениям, ухудшению свойств и снижению потребительской ценности продукции. Данное ограничение – а именно существование эффективного дозового диапазона, в пределах которого достигается целевой эффект обработки при сохранении заданных эксплуатационных характеристик – характерно для всех направлений радиационной обработки.

В контексте модификации полимерных материалов радиационное воздействие одновременно инициирует конкурирующие процессы сшивки и деструкции макромолекулярных цепей. При недооблучении полиолефинов, применяемых в изоляции проводов и кабелей, степень радиационной сшивки оказывается недостаточной для формирования пространственной сетки, обеспечивающей требуемую термо- и механическую стабильность. В результате такие материалы сохраняют повышенную ползучесть, ускоренно стареют под действием тепловых и электрических нагрузок и теряют диэлектрические свойства, что повышает вероятность отказов при эксплуатации. Напротив, превышение оптимального дозового диапазона приводит к доминированию процессов разрыва цепей и радиоокислительной деструкции, сопровождающихся хрупкостью, растрескиванием и снижением прочности, что критично для электротехнических изделий с точки зрения пожарной и эксплуатационной безопасности.

Аналогичная закономерность характерна для термоусадочных материалов, где радиационная обработка используется для формирования эффекта «памяти формы». Недостаточная доза не обеспечивает требуемой плотности сшивок, вследствие чего усадка оказывается неполной, а контакт с подложкой – негерметичным. Переоблучение же, напротив, приводит к чрезмерному упрочнению и частичной деструкции полимерной матрицы.

В системах на основе олигомеров, мономеров, клеев и лакокрасочных покрытий дозовое окно определяется балансом между степенью отверждения и сохранением целостности полимерной структуры. Недооблучение приводит к неполной полимеризации, низкой адгезии и миграции остаточных мономеров. Это, в свою очередь, ухудшает химическую стойкость и может сопровождаться повышенной токсичностью. Переоблучение вызывает пересшивку и деструкцию, проявляющиеся в хрупкости, растрескивании, изменении цвета и снижении барьерных свойств покрытий и плёнок.

Для композиционных материалов критическим является состояние полимерной матрицы и границы раздела «волокно–матрица». При недостаточной дозе матрица оказывается недосшитой, что снижает термо- и радиационную стойкость повышает риск деламинации при эксплуатации. Превышение оптимальной дозы приводит к деструкции матрицы и межфазных связей, росту пористости и снижению прочности и ударной вязкости композита.

В области облучения гидрогели, где радиационная сшивка используется для формирования заданной степени набухания и механической прочности, недооблучение приводит к рыхлой сетке, чрезмерному набуханию и вымыванию низкомолекулярных компонентов. Переоблучение, напротив, снижает проницаемость геля, делает его хрупким и может сопровождаться разрушением функциональных групп, определяющих его сорбционные или транспортные свойства.

В технологиях радиационной деструкции полимерных отходов, таких как политетрафторэтилен или целлюлозосодержащие материалы, недостаточная доза не обеспечивает требуемого снижения молекулярной массы, тогда как чрезмерное облучение приводит к глубокой деструкции с образованием газообразных продуктов, усложняя контроль процесса и снижая его технологическую и эксплуатационную безопасность.

В медицинских применениях радиационная обработка ориентирована прежде всего на достижение заданного уровня стерильности. При недооблучении одноразовых медицинских изделий, упаковок и фармацевтических препаратов

заданный уровень не достигается, что сохраняет риск выживания микроорганизмов и инфицирования пациентов. Превышение рекомендуемых доз, хотя и повышает микробиологическую безопасность, приводит к деградации полимерных материалов — обесцвечиванию, хрупкости, снижению прочности сварных швов и ухудшению барьерных свойств упаковки, а для лекарственных средств — к распаду действующих веществ и изменению их фармакологических характеристик.

В пищевой и агропромышленной сфере дозовая оптимизация особенно важна из-за необходимости сохранения органолептических и пищевых свойств продукции. При обработке овощей и фруктов недостаточная доза не обеспечивает подавления прорастания, созревания или активности насекомых и микроорганизмов, что ограничивает эффект увеличения срока хранения. Переоблучение, напротив, сопровождается ухудшением текстуры, потерей витаминов и изменением вкуса и аромата. Аналогичные эффекты наблюдаются при обработке корнеплодов, зерновых, орехов и сухофруктов: недооблучение оставляет значимую биологическую нагрузку, тогда как избыточные дозы могут вызывать потемнение, прогоркание жиров и сенсорные дефекты.

Для мяса, рыбы, молочных продуктов и пищи особого назначения характерен узкий диапазон доз, в котором достигается компромисс между микробиологической безопасностью и сохранением потребительских свойств. Недостаточная доза обеспечивает лишь частичное подавление микрофлоры, а выход за верхние пределы дозового диапазона приводит к изменениям структуры белков, появлению посторонних запахов, «варёной» текстуре и потерям биоактивных компонентов.

Таким образом, уровень подводимой в ходе радиационной обработки дозы должен строго контролироваться для гарантии ее качества.

### **1.3.2. Дозиметрический контроль радиационной обработки**

В современной практике радиационной обработки дозиметрический контроль регламентируется разветвленной системой международных стандартов, ключевую роль в которой играют гармонизированные документы ISO/ASTM и рекомендации

МАГАТЭ. Базовые принципы дозиметрии для радиационной обработки изложены в стандарте ISO/ASTM 52628. Документ регламентируют типы применяемых дозиметрических систем, требования к их калибровке, оценке неопределённостей и обеспечению прослеживаемости измерений к единицам СИ. Детали дозиметрического контроля в области обработки медицинских изделий регламентируются ISO 11137. Для пищевой радиационной обработки требования к дозиметрическому контролю закреплены в международных документах системы Codex Alimentarius, а также публикациях МАГАТЭ [65].

В качестве рутинных дозиметров допускается использование аланиновых, полимерных (радиохромных), плёночных и других твёрдотельных систем, выбор которых определяется диапазоном доз, типом излучения и требуемой точностью. Для аланиновых систем характерна высокая стабильность и пригодность для калибровки и аудита, тогда как радиохромные плёнки широко используются для дозового картирования. Калибровка таких систем детально регламентируется стандартом ISO/ASTM 51261, который задаёт требования к энергетическому диапазону, условиям облучения и процедурам поверки, обеспечивающим сопоставимость результатов между различными установками и лабораториями. Дополняет эту нормативную базу стандарт ASTM E2628, формулирующий общие требования к организации дозиметрии в процессах радиационной обработки и отсылающий к специализированным методикам серии ASTM.

В России дозиметрический контроль радиационной обработки выстроен на основе ГОСТ, значительная часть которых основана на международных стандартах ISO/ASTM и рекомендациях МАГАТЭ. В области пищевой радиационной обработки ключевую роль играют ГОСТ 8.664-2019 и ГОСТ ISO 14470-2014, которые регламентируют дозиметрию на этапах валидации, дозового картирования и рутинного контроля, устанавливают требования к определению минимальной и максимальной дозы, коэффициента неравномерности и обеспечению прослеживаемости измерений к единицам СИ. Методические аспекты применения дозиметрических систем дополнительно раскрыты в ГОСТ Р ИСО/АСТМ 51431-2012. Для радиационной стерилизации медицинских изделий

дозиметрический контроль регламентируется ГОСТ Р 50325-2011 и связанными с ним стандартами, которые охватывают все стадии процесса — от валидации до рутинного контроля на радиационно-технологических установках — с ориентацией на подтверждение достижения уровня стерильности<sup>7</sup>  $10^{-6}$  при сохранении эксплуатационных свойств продукции. Общие вопросы метрологического обеспечения и дозиметрии в непищевых процессах радиационной обработки, включая модификацию полимеров и материалов, регулируются ГОСТ Р 8.594-2002 и ГОСТ 34155-2017.

Общим для всех перечисленных стандартов является требование измерять дозу в определенных контрольных точках облучаемого объекта или партии продукции, а также проведение дозового картирования. Именно распределение дозы по объёму, а не только её номинальное значение, рассматривается нормативами как ключевой параметр, обеспечивающий достижение целевого эффекта при сохранении качества продукции. Зачастую прямое измерение распределения поглощенной дозы по объему обрабатываемого объекта в рамках промышленной практики нереализуемо. Поэтому на практике для решения данной задачи прибегают к компьютерному моделированию методом Монте-Карло.

### 1.3.3. Методы Монте-Карло в задачах радиационной обработки

Методы Монте-Карло представляют собой класс стохастических численных подходов, в которых сложные физические процессы описываются путём многократного моделирования случайных событий и усреднения результатов. Основная идея заключается в том, что поведение системы, задаваемой детерминированными физическими законами, можно приблизённо восстановить через серию случайных «экспериментов» с использованием генераторов псевдослучайных чисел, а затем статистически обработать полученные траектории и результаты. Такой подход особенно эффективен для задач, где аналитическое

---

<sup>7</sup> Уровень стерильности, УС либо SAL (Sterility Assurance Level) — количественный показатель, выражющий вероятность наличия одного жизнеспособного микроорганизма на стерилизованной единице продукта.

решение крайне затруднено или невозможно из-за высокой размерности и сложности взаимодействий между элементами системы.

Широкое распространение в области моделирования распространения ионизирующего излучения через вещество Методы Монте-Карло получили потому, что поведение частиц в материале и их взаимодействия с ядрами и электронными оболочками характеризуются вероятностной природой. В ходе моделирования каждая частица рассматривается как отдельная «история», прослеживаемая от момента её рождения до окончания пути, с учётом всех возможных взаимодействий — рассеяния, поглощения, рождения вторичных частиц и т.д. Статистическое усреднение по большому числу таких историй даёт детальную информацию о распределении потоков частиц, спектрах энергий и поглощённой энергии в различных участках среды. В современной практике существует множество инструментариев, реализующих методы Монте-Карло. Ниже приведен обзор основных.

Транспортный код EGSnrc (расшифровывается как «Electron Gamma Shower»; разработка SLAC, США) — узкоспециализированный инструментарий для моделирования переноса фотонов и электронов с энергиями от 1 кэВ до 10 ГэВ в гомогенных и квазигомогенных средах. В основе EGSnrc лежит детализированное описание электромагнитных процессов взаимодействия — фотоэффекта, комптоновского рассеяния, образования электрон-позитронных пар, тормозного излучения и ионизационных потерь. На базе EGSnrc разработан модуль BEAMnrc, предназначенный для моделирования источников излучения и ускорительных систем, прежде всего в медицинской физике, с возможностью формирования фазовых пространств частиц за элементами ускорителя.

Для расчёта пространственного распределения поглощённой дозы на основе EGSnrc используется пользовательский код DOSEnrc (или DOSXYZnrc), ориентированный на моделирование трёхмерных дозовых полей в гетерогенных объектах, представленных в виде воксельных фантомов. Геометрия в DOSEnrc задаётся в виде декартовой воксельной сетки (до 400 x 400 x 40 щ элементов) с возможностью импорта КТ-снимков.

Транспортный код PENELOPE («PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons») специализируется на моделировании переноса электронов, позитронов и фотонов в области энергий от сотен эВ до  $\sim 1$  ГэВ. Ключевой особенностью PENELOPE является реализация так называемого смешанного алгоритма моделирования взаимодействий, при котором редкие события с большими передачами энергии и импульса (жёсткие столкновения) моделируются индивидуально, тогда как многочисленные мягкие столкновения учитываются статистически. Такой подход позволяет существенно снизить вычислительные затраты при сохранении корректного описания энергетических потерь, углового рассеяния и формирования вторичных частиц.

Геометрия в PENELOPE задаётся с использованием пакета PENGEO, который позволяет описывать облучаемые объекты в виде комбинаций простых геометрических тел — параллелепипедов, цилиндров, сфер и их логических сочетаний. Это обеспечивает возможность моделирования электронно-фотонных ливней в однородных объектах стандартной формы, однако существенно ограничивает описание сложных трёхмерных геометрий, объектов с переменной плотностью и неоднородным элементным составом по сравнению с воксельными или CAD-ориентированными подходами.

Специализация EGSnrc и PENELOPE на моделировании электронно-фотонного транспорта, а также их ограничения при задании геометрии, обеспечивают высокую точность расчётов в пределах заданного класса задач, одновременно с этим сужая область их применения. В задачах, требующих учёта расширенного набора частиц и более полного спектра физических процессов, используются более сложные транспортные коды, такие как MCNPX и Geant4.

Транспортный код MCNPX («Monte Carlo N-Particle eXtended»; разработка Лос-Аламосской национальной лаборатории, США) представляет собой универсальный инструмент Монте-Карло для моделирования переноса широкого набора частиц, включая фотоны, электроны, нейтроны, протоны и другие лёгкие адроны, в широком диапазоне энергий — от тепловых значений до сотен МэВ и выше. В отличие от специализированных электронно-фотонных кодов, MCNPX

ориентирован на совместное описание электромагнитных и ядерных процессов взаимодействия, включая упругое и неупругое рассеяние, реакции захвата, деления и образование вторичных частиц.

Геометрия в MCNPX задаётся с использованием конструктивной твердотельной геометрии (CSG), основанной на логических комбинациях поверхностей и объёмов, что позволяет описывать сложные трёхмерные конфигурации радиационных установок и облучаемых объектов. Дополнительно реализована возможность работы с воксельными геометриями и импорта CAD-моделей через интерфейсы, такие как DAGMC.

Geant4 («GEometry AND Tracking»; разработка Geant4 Collaboration с ведущим вкладом CERN, Швейцария) [66–70] представляет собой универсальный программный инструментарий для моделирования переноса ионизирующего излучения через вещество методом Монте-Карло, предназначенный для описания взаимодействий широкого спектра частиц в сложных геометрических и материальных конфигурациях. Geant4 активно применяется в задачах физики высоких энергий, ядерной и медицинской физики, радиобиологии, радиационной защиты и промышленной радиационной обработки.

В отличие от MCNPX, представляющего собой монолитный транспортный код с фиксированным набором физических моделей, Geant4 реализован как модульный объектно-ориентированный фреймворк, в котором пользователь самостоятельно формирует расчётную модель, определяя геометрию, материалы, источники излучения и набор физических процессов. При этом в составе Geant4 предусмотрены так называемые Reference Physics Lists [71] — валидированные экспериментально преднастроенные и рекомендованные наборы физических моделей, в которых выбор процессов, физические модели и параметры взаимодействий заданы разработчиками.

Геометрия в Geant4 задаётся как иерархия логических и физических объёмов произвольной формы, вложенных друг в друга. За счёт этого возможно моделирование неоднородных материалов и объектов с переменной плотностью. Поддерживается импорт CAD-моделей, а также создание воксельных геометрий

на основе томографических данных (КТ- и МРТ-снимков). Это позволяет воспроизводить реальные схемы облучения без существенных упрощающих предположений.

#### **1.3.4. Ограничения существующих методик планирования**

Вместе с тем, несмотря на все достоинства современных транспортных кодов Монте-Карло, соответствие результатов численного моделирования экспериментальным данным в решающей степени определяется точностью воспроизведения геометрии эксперимента и параметров источника излучения. Если геометрия объекта и схемы облучения, как правило, может быть воспроизведена с высокой степенью достоверности на основе проектной документации или прямых измерений, то описание источника излучения – в первую очередь его энергетического спектра, когда мы говорим об ускорителях электронов – представляет значительно более сложную задачу.

Наиболее точным способом определения энергетического спектра электронного пучка является его прямое экспериментальное измерение. Классическим подходом остаются магнитные спектрометры [72,73], в которых пучок электронов отклоняется в известном магнитном поле и регистрируется с помощью цилиндра Фарадея. Такие измерения обеспечивают высокое энергетическое разрешение, однако требуют вакуумных систем, тщательной калибровки магнитов и значительных временных затрат, что ограничивает их применение в рутинных промышленных условиях.

Существуют разработки в области компактных магнитных спектрометров, для измерения спектра пучка после его вывода в воздух [74–79]. Их преимущество — малая стоимость и простота эксплуатации. Однако измеренный в воздухе спектр не будет совпадать со спектром ускорителя из-за потерь и рассеяния: для электронов с энергией 10 МэВ прохождение 100 см в воздухе приводит к смещению наиболее вероятной энергии до 0.2 – 0.5 МэВ [80,81]. Поэтому его использование для расчета распределений поглощенной дозы методами Монте-Карло без коррекции ослабления пучка воздухом будет также приводить к получению неверных оценок однородности обработки.

Существует также альтернативный метод измерения энергетических характеристик электронного пучка, основанный на эффекте Вавилова—Черенкова [82,83]. В таких системах пучок электронов пропускается через газовую камеру с регулируемым давлением, где при превышении пороговой скорости электроны начинают генерировать черенковское излучение, интенсивность которого регистрируется оптическим датчиком. Поскольку показатель преломления газа и, следовательно, порог возникновения излучения зависят от давления, измерение зависимости от него интенсивности черенковского излучения позволяет определить энергию электронов пучка. При этом следует подчеркнуть, что задача восстановления полного энергетического спектра по измерениям черенковского излучения является некорректно поставленной, поэтому на практике данный метод используется преимущественно для оперативной оценки эффективной энергии пучка. В результате такие датчики рассматриваются как удобный инструмент быстрой настройки ускорителей, но не как полноценная альтернатива магнитной спектрометрии.

Таким образом, высокая экспериментальная сложность определения энергетического спектра, его трудоёмкость и необходимость специализированного оборудования, а также отсутствие в действующих стандартах прямых требований к измерению спектра<sup>8</sup>, приводят к тому, что энергетические характеристики электронного пучка зачастую неизвестны конечному пользователю. Однако исследования [12,84] показывают, что использование таких приближений вместо актуального спектра ускорителя приводит к отклонению расчетных дозовых распределений в соответствующих точках до 15%, и как следствие – к ошибке в оценке однородности обработки до 20%.

Также стоит отметить, что устоявшиеся методики дозиметрического планирования отталкиваются от анализа центрально-осевых распределений поглощенной дозы по глубине вместо распределений поглощенной дозы по объему

---

<sup>8</sup> Нормативные документы [108], как правило, ограничиваются требованием контроля экстраполированного пробега электронов, по которому оценивается эффективная энергия пучка, не затрагивая форму и ширину реального спектра.

объекта обработки. Такой подход, как показывают исследования [85], приводит к более оптимистичным оценкам однородности обработки. В частности, за счет краевых эффектов на границе раздела объект-воздух, где доза может падать до 40% от значения на центральной оси.

### 1.3.5. Методы обратного восстановления энергетического спектра ускоренных электронов

Альтернативным методом получения энергетического спектра ускоренных электронов для дозиметрического планирования радиационной обработки с использованием компьютерного моделирования Монте-Карло является его обратное восстановление по данным, доступным для измерения на производстве – а именно центрально-осевым распределениям поглощенной дозы по глубине однородного дозиметрического фантома простой геометрии. С точки зрения математики данная задача сводится к решению относительно  $\Phi(E)$  интегрального уравнения Фредгольма I рода:

$$D(x) = \int_{E_{min}}^{E_{max}} \Phi(E) D_0(E, x) dE, \quad (1.1)$$

где  $D(x)$  – экспериментально измеренное центрально-осевое распределение поглощенной дозы по глубине фантома;  $D_0(E, x)$  – «дозовое ядро», представляющее собой распределения поглощенной дозы по глубине фантома от моноэнергетических электронов;  $\Phi(E)$  – энергетический спектр электронов ускорителя.

Главное преимущество данного подхода заключается в том, что он может рутинно использоваться в промышленных центрах радиационной обработки из-за простоты получения входных данных в виде  $D(x)$ . Главным же недостаток – задача в виде (1.1) является некорректно поставленной, т.е. либо не имеет решения, либо существует бесконечно много спектров  $\Phi(E)$ , идеально воссоздающих целевое распределение  $D(x)$  путем линейной комбинации опорных распределений  $D_0(E, x)$ .

Существующие методы устранения данной проблемы сводятся главным образом к регуляризации задачи методом А.Н. Тихонова [86]. Некоторые авторы варьируют методы минимизации. В исследовании [87] задача регуляризировалась

по Тихонову и полученный функционал минимизировался методами Левенберга - Марквардта, градиентного спуска, сопряжённых градиентов, главных осей и NMinimize. В работах [88,89] для регуляризации также использовался метод Тихонова, а оптимизация выполнялась с помощью обобщенного алгоритма имитации отжига. В работе [90] для оптимизации задачи, регуляризованной по Тихонову, использовался алгоритм случайного блуждания. В исследовании [91] спектр представлялся как сумма сингулярной и регулярной компонент. Сингулярная составляющая спектра представлялась гауссовой функцией, параметры  $\mu$  и  $\sigma$  которой подбирались по области спада глубинного распределения дозы. Регулярная составляющая спектра восстанавливалась из остаточного распределения с использованием вариационного метода в сочетании с техникой регуляризации Тихонова. В работе [92] использовалась «адаптивная регуляризация» на основе метода Тихонова: регуляризирующий член выбирался не постоянным, а зависящим от регуляризируемой функции.

В конечном итоге, несмотря на внешнее разнообразие подходов, большинство существующих методов восстановления энергетического спектра электронного пучка в конечном итоге опираются на математические приёмы решения некорректной обратной задачи. При этом физические особенности реального распространения пучка зачастую учитываются лишь косвенно или вовсе остаются за рамками моделей. В частности, не принимается во внимание ослабление электронного пучка в воздухе на участке между выходным окном ускорителя и поверхностью облучаемого объекта. В результате формально восстановленный спектр и соответствующее дозовое ядро оказываются справедливыми лишь для строго заданной геометрической конфигурации.

#### 1.4. Резюме

Существующий подход к дозиметрическому планированию радиационной обработки, основанный на оценке однородности облучения по центрально-осевым распределениям поглощённой дозы, носит упрощённый характер и, как правило, приводит к более оптимистичным оценкам в сравнении с анализом полноценных объёмных дозовых распределений. Дополнительную ошибку вносит использование при расчете дозовых полей методом Монте-Карло эффективной энергии электронов вместо их реального спектра. Рассмотренные в литературе методы обратного восстановления энергетического спектра, в свою очередь, в основном ориентированы на математическую стабилизацию некорректной задачи вместо наложения физических ограничений на форму решения, возникающих, например, при учете ослабления электронов в воздухе на пути от выхода ускорителя до поверхности облучаемого объекта.

В совокупности это определяет актуальность разработки метода восстановления энергетического спектра ускоренных электронов по экспериментально измеренным центрально-осевым глубинным дозовым распределениям, учитывающего ослабление пучка в воздухе, и формирования на его основе методики дозиметрического планирования радиационной обработки объектов произвольной формы и химического состава.

## ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

### 2.1. Компьютерное моделирование

#### 2.1.1. Учет ослабления пучка ускоренных электронов воздухом

Спектр  $\Phi_0(E)$  пучка электронов на выходе из ускорителя может быть связан со спектром  $\Phi(E, L)$  пучка электронов, прошедших в воздухе путь  $L$ , соотношением:

$$\Phi(E, L) = \Lambda(L)[\Phi_0(E)], \quad (2.1)$$

где  $\Lambda(L)$  – оператор ослабления спектра. В данной работе оператор  $\Lambda(L)$  рассчитывался методом компьютерного моделирования Монте-Карло с использованием инструментария Geant4 (версия 11.2.1). Для моделирования были выбраны энергии 1 – 25 МэВ с шагом 0.1 МэВ, что соответствует диапазону, используемому в клинической практике лучевой терапии. Максимальное расстояние моделирования ( $L$ ) было с запасом ограничено 140 см, что превышает типичный рабочий диапазон (100 см) для клинических и промышленных приложений. Всего было проведено 241 независимое моделирование для каждой начальной энергии первичных электронов в указанном диапазоне.

Схема моделирования приведена на рис. 2.1. Источник электронов размещался в воздухе в точке (0;0;-70) см и излучал параллельный пучок моноэнергетических электронов по направлению оси OZ. На расстоянии 10 см от источника в точке (0;0;-60) см размещался первый детектор в виде воздушного диска с нормалью вдоль оси OZ, диаметром 15 см и толщиной 1 мкм. Аналогичные детекторы размещались каждые 10 см, пока расстояние между источником и последним детектором не достигло 140 см. Детекторы регистрировали энергию падающих на них частиц, данные сохранялись в гистограммы CERN ROOT [93,94]. Выбранный диаметр обеспечивал регистрацию всех рассеянных электронов на максимальном моделируемом расстоянии 140 см. Толщина детектора 1 мкм гарантировала однократность регистрации каждой частицы. Все детекторы были выполнены в одинаковой конфигурации с целью унификации геометрии и упрощения анализа. Координаты источника и последнего детектора

были выбраны таким образом, чтобы оптимизировать вычисления, ограничив моделируемую область пространства только областью распространения пучка, исключая из моделирования пустые области, куда электроны не попадают.

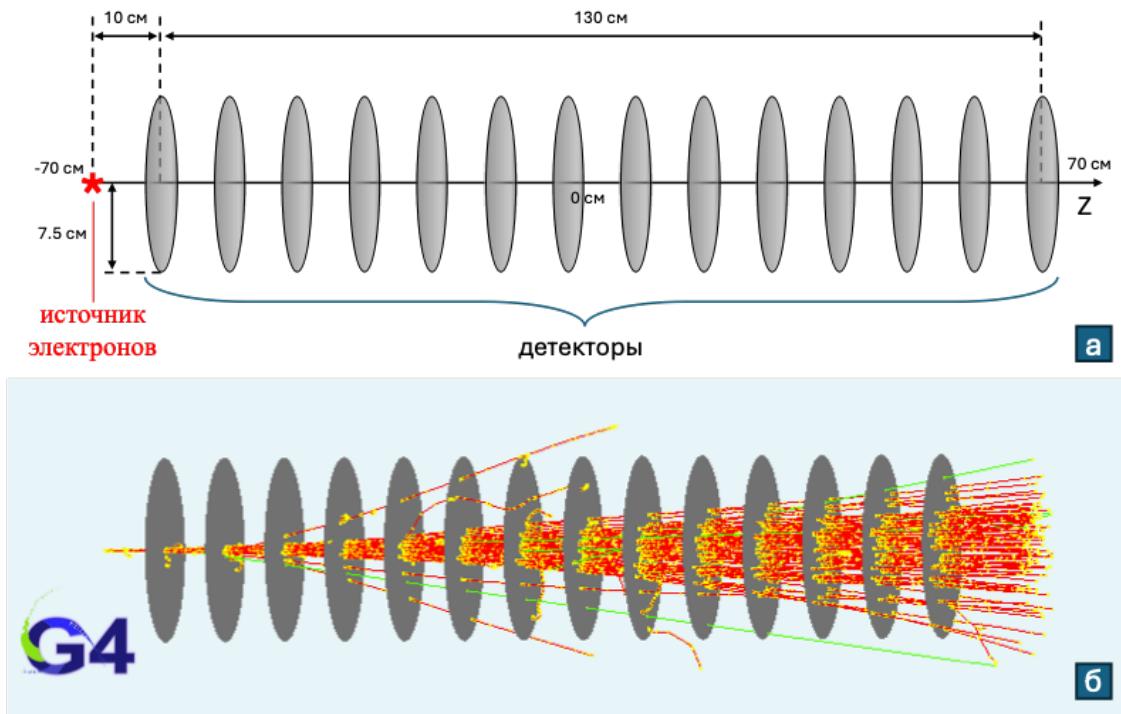


Рисунок 2.1 – (а) схема моделирования распространения электронного пучка в воздухе: источник электронов и система из 14 виртуальных детекторов для регистрации энергии частиц; (б) скриншот моделирования: серые диски – детекторы, красные линии – треки электронов, зеленые линии – треки фотонов, желтые точки – взаимодействие излучения с воздухом.

В работе [95] показано, что спектр моноэнергетических электронов, преодолевших слой вещества массовой толщиной до  $1.35 \text{ г/см}^2$  (эквивалентно 11 м воздуха), с точностью до нескольких процентов аппроксимируется распределением Ландау [96], описывающим флуктуации ионизационных потерь энергии быстрыми частицами. Поэтому рассчитанные в моделировании спектры  $\Phi(E, L)$  аппроксимировались распределением Ландау:

$$\Phi(E, L) = \lambda \left( \frac{E_\lambda(E_0, L) - E}{b(E_0, L)} \right), \quad (2.2)$$

$$\lambda(x) = \frac{1}{\pi} \int_0^\infty \exp(-t \log(t) - xt) \sin(\pi t) dt, \quad (2.3)$$

где  $E_0$  – начальная энергия электронов,  $L$  – пройденный пучком путь в воздухе,  $E_\lambda, b$  – параметры распределения (наиболее вероятная энергия и масштаб),  $\lambda$  – функция Ландау [96]. Подбор  $E_\lambda, b$  осуществлялся методом Левенберга–Марквардта [97–100], реализованным в функции `curve_fit` пакета SciPy (версия 1.15.3) Python3 (версия 3.11.13). Т.к.  $\Phi(E, L)dE$  интерпретируется как вероятность обнаружить частицу с энергией в интервале  $(E; E + dE)$ , для количественной оценки точности аппроксимации использовались метрики сходства распределений вероятности: дивергенция Кульбака–Лейблера (KL) [101], дивергенция Дженсена–Шеннона (JSD) [102], расстояние Васерштейна (W) [103] и расстояние Хеллингера [104]. Эти показатели учитывают не только величину отклонений, но и структурные различия формы распределений. В данной работе аппроксимация считалась удачной при  $JSD, KL, W < 0.1$ .

На основе полученных  $E_\lambda(E_0, L)$ ,  $b(E_0, L)$  формировался оператор  $\Lambda(L)$  в интегральной и матричной форме. Восстановление  $\Phi_0(E, L)$  по  $\Phi(E, L)$  выполнялось через псевдообратную матрицу  $\Lambda^+(L)$ , рассчитанную с помощью SVD-разложения [105].

Исходные коды моделирования и анализа, а также все результаты размещены в открытых репозиториях GitHub и GitLab [106,107].

### **2.1.2. Расчет распределений поглощенной дозы от моноэнергетических электронов**

Расчет центрально-осевых распределений поглощенной дозы (дозового ядра  $D_0(E, x)$ ) для решения задачи обратного восстановления энергетического спектра ускоренных электронов выполнялся методом компьютерного моделирования Монте-Карло с использованием инструментария Geant4. На рис. 2.2 приведена схема моделирования.

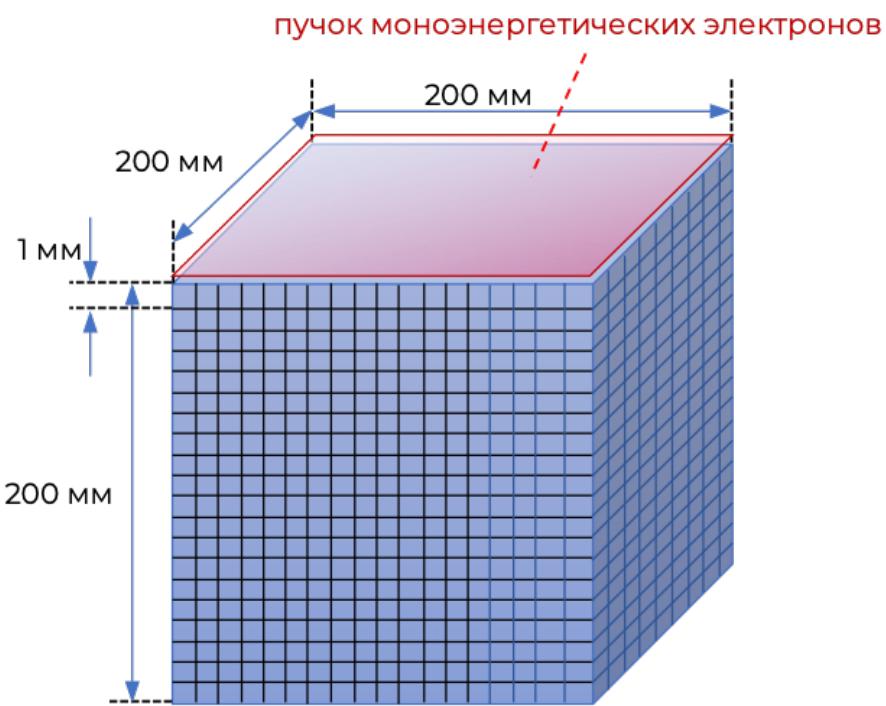


Рисунок 2.2 – Геометрия моделирования для расчета распределений поглощенной дозы по объему кубических фантомов ( $20 \times 20 \times 20$ ) см<sup>3</sup> от моноэнергетических электронов.

Фантом в виде куба с ребром 20 см облучался из соразмерного источника моноэнергетических электронов ( $20 \times 20$ ) см<sup>2</sup>, расположенного на расстоянии 1 мм от его поверхности. Энергия электронов варьировалась от 0.1 МэВ до 25 МэВ с шагом 0.1 МэВ. В качестве материала фантома выбирались вода, «твердая вода»<sup>9</sup> и алюминий. Объем фантома виртуально разбивался на кубические воксели с ребром 1 мм. В ходе моделирования регистрировалась суммарная поглощенная доза в каждом вокселе  $\sum_{m=1}^{n_{ijk}} d_{ijk}^m$ , где  $n_{ijk}$  – количество взаимодействий, произошедших в объеме вокселя с индексом  $ijk$ ,  $d_{ijk}^m$  – доза, поглощенная вокселем  $ijk$  в ходе  $m$ -го взаимодействия. Также для оценки статистической погрешности регистрировалась величина  $\sum_{m=1}^{n_{ij}} (d_{ijk}^m)^2$ . Статистика для моделей выбиралась таким образом, чтобы средняя статистическая погрешность в полученных дозовых распределениях не превышала 0.5%:

<sup>9</sup> «Твердая вода» - 97.9% (C<sub>8</sub>H<sub>8</sub>)<sub>n</sub>, 2.1% TiO<sub>2</sub>. Плотность 1.045 г/см<sup>3</sup>. Используется для изготовления медицинских тканеэквивалентных дозиметрических фантомов.

$$D_{ijk} = \frac{\sum_{m=1}^{n_{ijk}} d_{ijk}^m}{N_{prime}} \pm \frac{S_{D_{ijk}}}{\sqrt{N_{prime}}}, \quad (2.4)$$

$$S_{D_{ijk}}^2 = \frac{n_{ijk}}{n_{ijk} - 1} \left( \frac{1}{n} \sum_{m=1}^{n_{ijk}} (d_{ijk}^m)^2 - \left( \frac{1}{n} \sum_{m=1}^{n_{ijk}} d_{ijk}^m \right)^2 \right), \quad (2.5)$$

где  $N_{prime}$  – число первичных событий в моделировании.

В качестве пакета физики использовался физический пакет QBBC с электромагнитными моделями Livermore [70]. Значение порога генерации вторичных частиц (production cut) по умолчанию было установлено равным 0.1 мм, что соответствует энергиям вторичных электронов 85 кэВ и 131 кэВ, а также энергиям вторичных фотонов 1.11 кэВ и 2.34 кэВ для твёрдой воды и алюминия соответственно.

Для формирования центрально-осевых дозовых распределений  $D(E,x)$  на основе объёмных распределений  $D(E,\vec{r})$  использовались воксели, центры которых располагались на расстоянии не более 2 мм от центральной оси. Значения дозы от моноэнергетических электронов для произвольной глубины  $x$  рассчитывались линейной интерполяцией  $D(E,x_1)$  и  $D(E,x_2)$  – значений поглощенной дозы в точках  $x_1$  и  $x_2$ , представленных в моделировании и ближайшим к рассматриваемой глубине  $x$ :

$$D_{interp} = D(E,x) = \frac{x - x_1}{x_2 - x_1} D(E,x_2) + \frac{x_2 - x}{x_2 - x_1} D(E,x_1), \quad (2.6)$$

$$S_{D_{interp}} = \sqrt{\left( \frac{x - x_1}{x_2 - x_1} S_{D_2} \right)^2 + \left( \frac{x_2 - x}{x_2 - x_1} S_{D_1} \right)^2}, \quad (2.7)$$

где  $S_{D_1}$ ,  $S_{D_2}$  несмешённая выборочная дисперсия для  $D(E,x_1)$  и  $D(E,x_2)$ ;

Расчёты выполнялись на облачной вычислительной платформе под управлением операционной системы Ubuntu 22.04 LTS со следующими характеристиками: 96-поточный процессор Intel Ice Lake и 96 ГБ оперативной памяти. Всего было проведено 750 моделей, суммарное время которых составило около 300 часов. В ходе расчетов загрузка центрального процессора

достигала максимальных значений, при этом объём используемой оперативной памяти составлял  $\sim 4$  ГБ.

### **2.1.3. Проверка метода восстановления спектра ускоренных электронов по центрально-осевым глубинным дозовым распределениям в виртуальном эксперименте**

Для подтверждения работы алгоритма по известному спектру было проведено компьютерное моделирование с использованием инструментария Geant4. В рамках моделирования водный фантом ( $200 \times 200 \times 200$ ) мм<sup>3</sup> облучался электронами с энергетическим спектром, подчиняющимся гауссовому распределению с параметрами  $\mu = 9.0$  МэВ и  $\sigma = 1.0$  МэВ. Источник электронов был удален от поверхности фантома на 100 см. Пространство между фантомом и источником электронов было заполнено воздухом. Около поверхности фантома регистрировалась энергия электронов. В объеме фантома регистрировалось глубинное дозовое распределение.

## **2.2 Экспериментальные исследования**

### **2.2.1. Измерение распределений поглощенной дозы на ускорителе Varian TrueBeam**

Экспериментальные измерения распределений дозы по глубине проводились на медицинском электронном ускорителе Varian TrueBeam (Varian Medical System, США) в отделении радиохирургии и радиотерапии Национального медико-исследовательского центра нейрохирургии имени академика Н.Н. Бурденко. Выбор данного ускорителя обусловлен двумя факторами. Во-первых, ускорители этой серии оснащены поворотным магнитом, выполняющим функцию монохроматора, что обеспечивает практически моноэнергетический спектр электронов на выходе. Во-вторых, медицинские ускорители снабжены точными системами дозиметрического контроля, позволяющими измерять распределения поглощенной дозы с относительной погрешностью не более 2%.

Для измерения использовались водоэквивалентный фантом («твёрдая вода») PTW RW3 Slab Phantom (RW3, PTW-Freiburg GmbH, Германия) (рис. 2.3 а) и специально изготовленный для данного эксперимента алюминиевый фантом (рис. 2.3 б). Водоэквивалентный фантом представлял собой набор пластин размером (300 x 300)  $\text{мм}^2$ , изготовленных из водоэквивалентного материала (97.9 % полистирола, 2.1 %  $\text{TiO}_2$ ). Толщина пластин составляла 1 мм, 2 мм, 5 мм и 10 мм, что позволяло измерять распределение дозы по глубине с шагом 1 мм (исключая глубины, кратные 4 мм). Алюминиевый фантом представлял собой набор пластин с линейными размерами (100x100x0.97)  $\text{мм}^3$ .

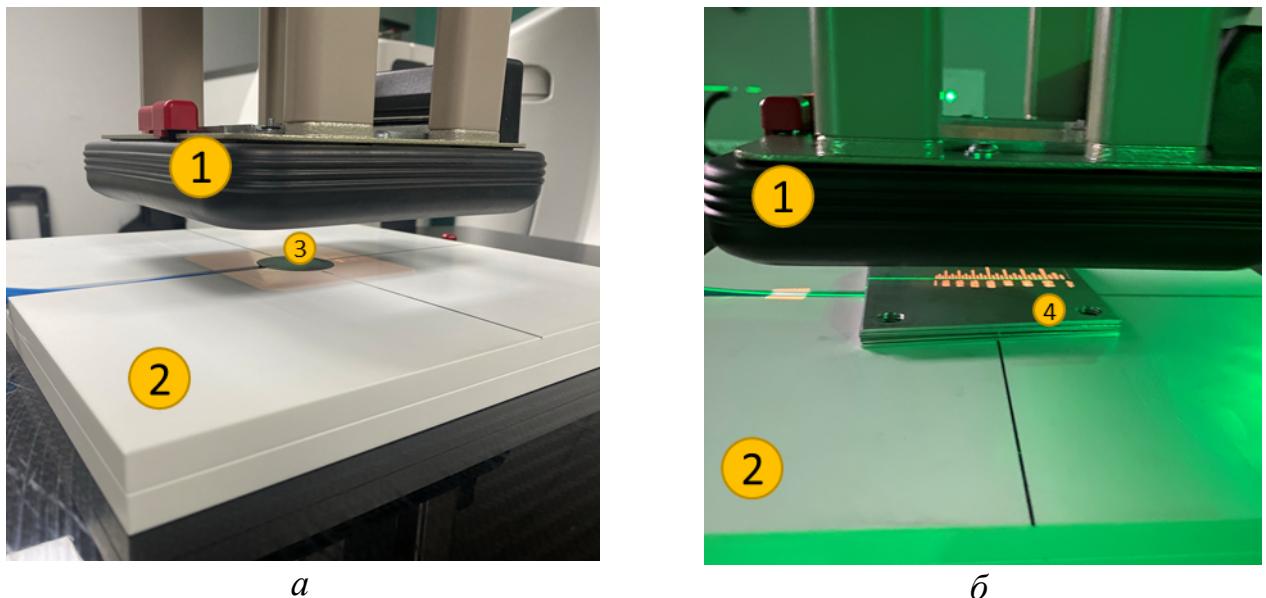


Рисунок 2.3 – Фантомы, использованные для экспериментального измерения глубинных дозовых распределений: (а) водоэквивалентный фантом; (б) алюминиевый фантом. 1 — коллиматор электронного пучка; 2 — «основание», пластина из твёрдой воды с прорезью для ионизационной камеры; 3 — ионизационная камера; 4 — алюминиевые пластины.

Ускоритель работал в двух энергетических режимах с декларируемыми энергиями 6 МэВ и 9 МэВ. Измерения поглощенной дозы проводились с помощью ионизационной камеры Roos Chamber 34001 (PTW-Freiburg GmbH, Германия). Расстояние между выходным окном ускорителя и поверхностью фантомов равнялось 100 см и сохранялось постоянным за счет регулировки высоты стола, на котором размещались фантомы. Схема эксперимента приведена на рисунке 2.4.

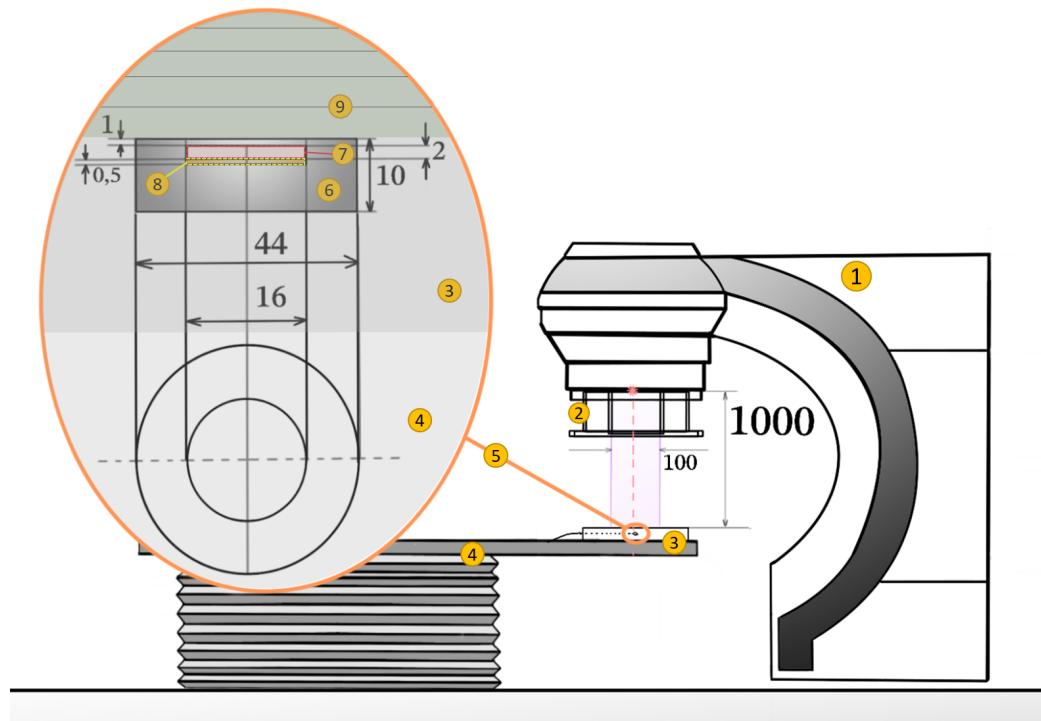


Рисунок 2.4 – Экспериментальная установка (все размеры на рисунке приведены в мм). 1 – медицинский ускоритель Varian TrueBeam; 2 – коллиматор электронного пучка; 3 – «основание» (пластина из «твёрдой воды» с прорезью для ионизационной камеры); 4 – стол для укладки пациента с регулируемой высотой; 5 – ионизационная камера; 6 – корпус ионизационной камеры; 7 – чувствительный объём ионизационной камеры; 8 – медный электрод; 9 – фантом (пластины из «твёрдой воды» или алюминия).

Пересчёт показаний ионизационной камеры в значения поглощённой дозы в водоэквивалентном фантоме осуществлялся в соответствии с протоколом МАГАТЭ TRS-398 [108].

Для пересчета показаний камеры в значения поглощенной дозы в алюминии проводились дополнительные моделирования с использованием инструментария Geant4, поскольку стандартизованные методики пересчёта для алюминиевого фантома отсутствуют. Схема моделирования приведена на рис. 2.5.

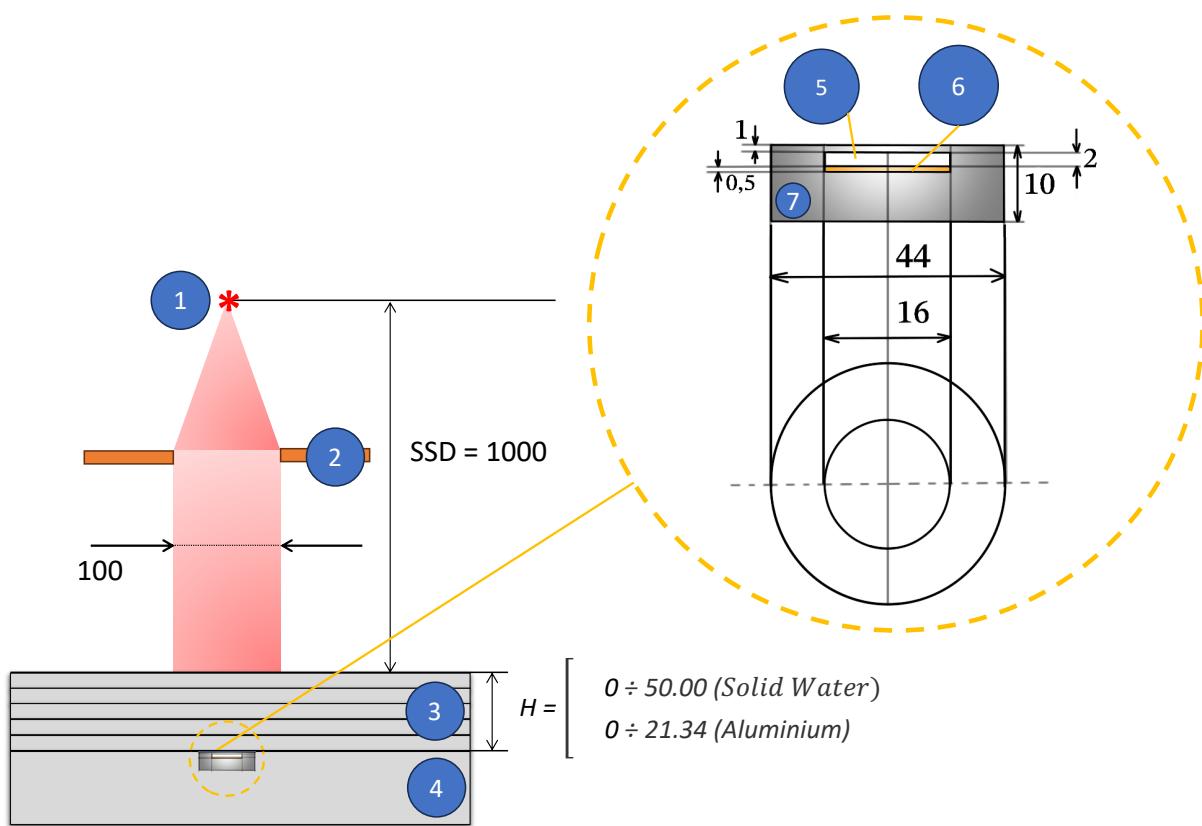


Рисунок 2.5 – Геометрия моделирования отклика ионизационной камеры (все размеры на рисунке указаны в мм). 1 - источник электронов; 2 - коллиматор; 3 - дозиметрический фантом; 4 - основание из твердой воды; 5 - воздушная полость (чувствительный объем) ионизационной камеры; 6 - медный электрод; 7 - корпус ионизационной камеры. Толщина дозиметрического фантома из твердой воды варьировалась от 0 мм до 50 мм с шагом 1 мм. Толщина дозиметрического фантома из алюминия варьировалась от 0 мм до 21.34 мм с шагом 0.97 мм.

В моделировании воспроизводилась схема реального эксперимента. Ионизационная камера Roos Chamber Model N 34001, размещённая в пластине из твёрдой воды при облучении алюминиевого фантома, моделировалась в виде цилиндра из РММА диаметром 44 мм и высотой 10 мм. Чувствительный объем камеры моделировался цилиндрической воздушной полостью диаметром 16 мм и высотой 2 мм, на дне которой размещался медный электрод диаметром 16 мм и толщиной 0.5 мм. В ходе моделирования регистрировались распределения поглощённой дозы  $D(E,x)$  в алюминиевом фантоме и полный заряд электронов  $q(E,x)$ , остановившихся в воздушном объеме и медном электроде. Результаты моделирования представлены на рис. 2.6.

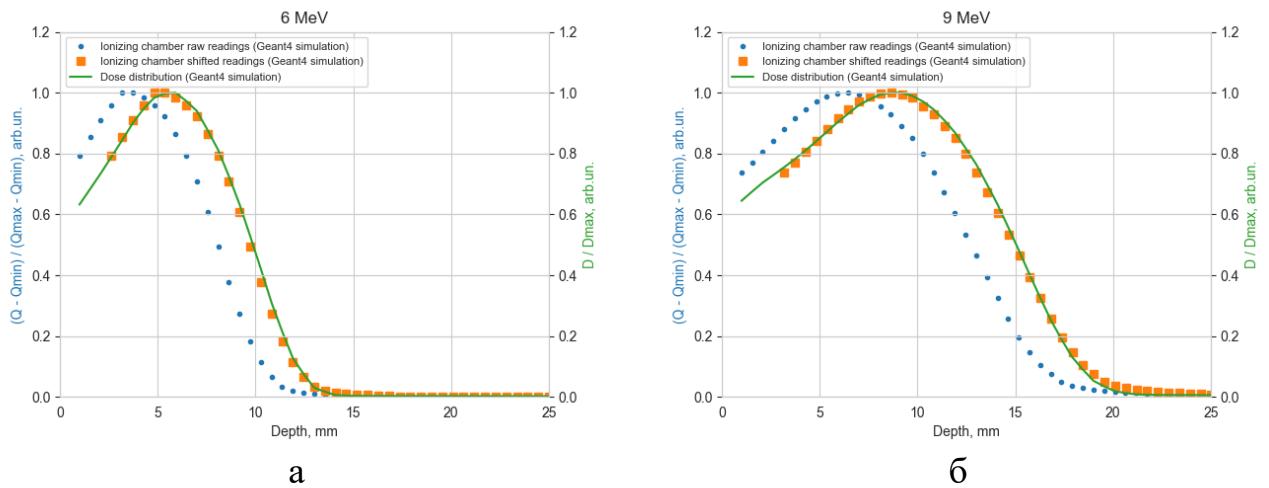


Рисунок 2.6 – Результаты моделирования отклика ионизационной камеры и глубинных дозовых распределений в алюминиевом фантоме при облучении электронами с начальными энергиями 6 МэВ и 9 МэВ. Синими точками показаны смоделированные показания ионизационной камеры в зависимости от толщины алюминия, размещенного над ионизационной камерой, при облучении электронами с начальной энергией (а) 6 МэВ и (б) 9 МэВ. Зелёные кривые соответствуют рассчитанным глубинным дозовым распределениям в алюминии. Оранжевыми квадратами обозначены смоделированные показания ионизационной камеры, сдвинутые по глубине на величину (а)  $X_{ref} = 1.6$  мм и (б)  $X_{ref} = 2.2$  мм.

Моделирования показали, что с отклонением не более 2% справедливо следующее соотношение:

$$\frac{q(x, E) - q_{min}(E)}{q_{max}(E) - q_{min}(E)} = \frac{D(x + x_{ref}(E), E)}{D_{max}(E)}, \quad (2.8)$$

где  $x$  — толщина алюминия над камерой,  $E$  — начальная энергия электронов.

Отталкиваясь от (2.8), распределение относительной поглощенной дозы  $D'(E, x)$  в алюминиевом фантоме предлагается рассчитывать по показаниям ионизационной камеры по формуле:

$$D'(E, x) = \frac{D(E, x)}{D_{max}(E)} = \frac{q(x - x_{ref}(E), E) - q_{min}(E)}{q_{max}(E) - q_{min}(E)}. \quad (2.9)$$

Смещения  $x_{ref}(E)$  составляли 1.6 мм и 2.2 мм для 6 МэВ и 9 МэВ соответственно.

Относительная погрешность дозы по формуле:

$$S_{D'} = \sqrt{\left(\frac{\partial D'}{\partial q} S_q\right)^2 + \left(\frac{\partial D'}{\partial q_{min}} S_{q_{min}}\right)^2 + \left(\frac{\partial D'}{\partial q_{max}} S_{q_{max}}\right)^2 + S_{conv}^2} \\ = \sqrt{\left(\frac{S_q}{q_{max} - q_{min}}\right)^2 + \left(\frac{S_{q_{min}}}{q_{max} - q_{min}}\right)^2 + \left(\frac{(q - q_{min}) S_{q_{max}}}{(q_{max} - q_{min})^2}\right)^2 + S_{conv}^2}, \quad (2.10)$$

где  $q = q(E, x - x_{ref}(E))$ ,  $q_{min} = q_{min}(E)$ ,  $q_{max} = q_{max}(E)$ ;  $S_q, S_{q_{min}}, S_{q_{max}}$

— оценки ошибок  $q$ ,  $q_{min}$ ,  $q_{max}$  соответственно,  $S_{conv} = 0.02$  — оценка сверху погрешности метода пересчёта.

## 2.2.2. Измерение распределений поглощенной дозы на ускорителе УЭЛР 10-15-С-60

Вторым ускорителем, на котором проводились экспериментальные исследования, был УЭЛР 10-15-С (производство НИИЯФ МГУ совместно с АО НПП «ТОРИЙ»; г. Москва, Россия), на базе которого оперирует центр промышленной радиационной обработки ООО «КНТП «КОРАД»<sup>10</sup> (г. Обнинск, Россия). Наличие измеренного энергетического спектра этого ускорителя (рис. 2.7) [73] делает его особенно ценным для верификации методов обратного восстановления.

---

<sup>10</sup> Ранее ООО «Теклеор».

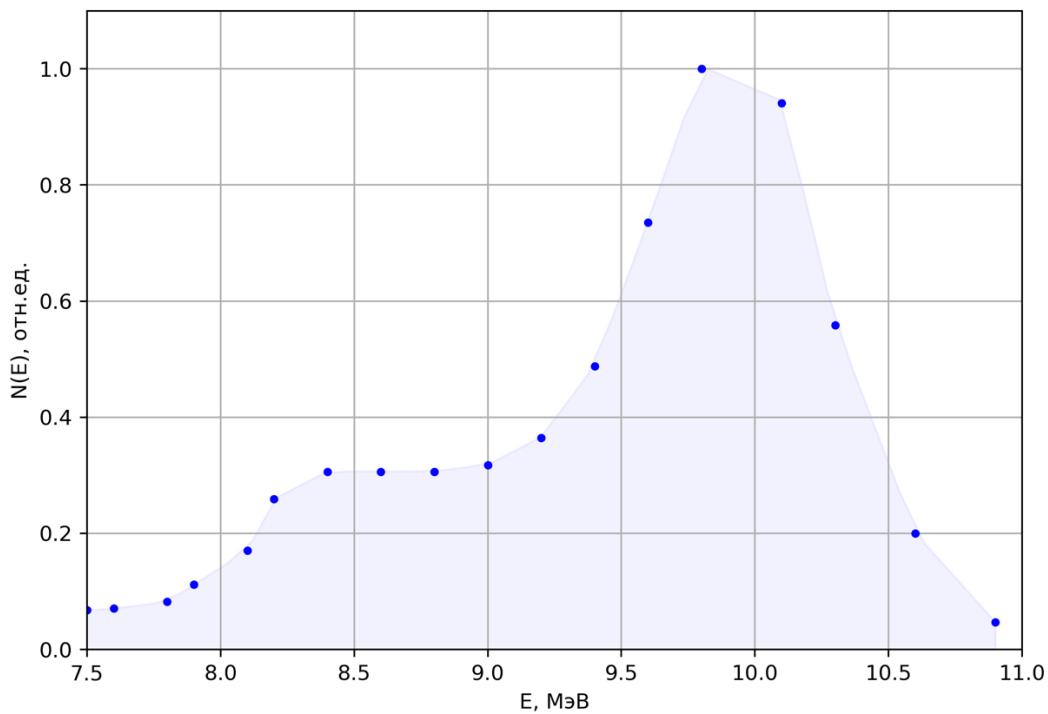


Рисунок 2.7 – Энергетический спектр электронов ускорителя УЭЛР 10-15-С в режиме работы 10 МэВ [73].

Измерение распределений поглощенной дозы проводилось с помощью специально изготовленного по технологии 3D-печати фантома из PETG-пластика, включающего 50 пластины  $(100 \times 100 \times 2.5)$  мм<sup>3</sup> с пазами для размещения пленочных дозиметров глубиной 0.5 мм и фиксаторов (рис. 2.8).

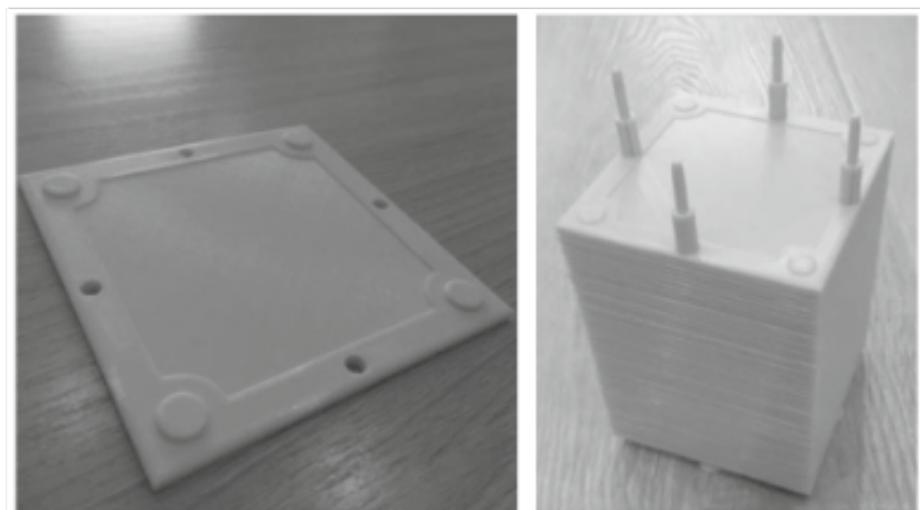


Рисунок 2.8. Составной фантом из PETG-пластика для измерения глубинных дозовых распределений [109,110].

Для измерения поглощенной дозы использовались дозиметрические пленки СО ПД(Э)-1/10 и СО ПД(Ф)Э-5/50. Доза  $D$  оценивалась по изменению оптической плотности пленок после облучения:

$$D = mA^n, \quad (2.11)$$

где  $A$  – оптическая плотность пленки, измеренная на спектрофотометре относительного значения оптической плотности этой пленки до облучения, отн.ед.;  $m, n$  – табличные коэффициенты, указанные в технических паспортах пленок. Оптическая плотность пленок измерялась на спектрофотометре ПЭ-5400ВИ.

### 2.2.3. Эксперименты на ускорителе Mevex MB 10-30 SC900

Заключительная серия экспериментов, направленная на апробацию разработанной методики дозиметрического планирования, выполнялась в центре промышленной радиационной обработки «Axenter» (г. Дубна) на ускорителе Mevex MB 10-30 SC900<sup>11</sup> (производства Mevex, Канада) с максимальной энергией 10 МэВ. Поглощенная доза в рамках каждого эксперимента серии измерялась с помощью дозиметрических пленок СО ПД(Э)-1/10 и СО ПД(Ф)Э-5/50 и спектрофотометра ПЭ-5400УФ в согласии с методикой, описанной в ГОСТ 8.651–2016.

Для восстановления энергетического спектра ускорителя было измерено распределение поглощенной дозы в стандартном дозиметрическом алюминиевом клине.

Для верификации методики расчета абсолютного значения поверхностной поглощенной дозы измерялась ее зависимость от скорости конвейера при различных значениях ширины развёртки при фиксированных значениях остальных параметрах ускорителя.

Также проводились измерения поглощённой дозы в контрольных точках укладок термоусаживающихся трубок V1(к) 36/55×9-1400 и V1(4) 45/59×7-1400, для которых по результатам планирования прогнозировалось переоблучение

---

<sup>11</sup> Иногда указывается как УЭЛР-10-20.

(рис. 2.9). В маркировках трубок зашифрованы их геометрические размеры: 'внутренний диаметр' / 'внешний диаметр' × 'толщина стенок' - 'длина трубы'.

### Размещение дозиметрических пленок в эксперименте

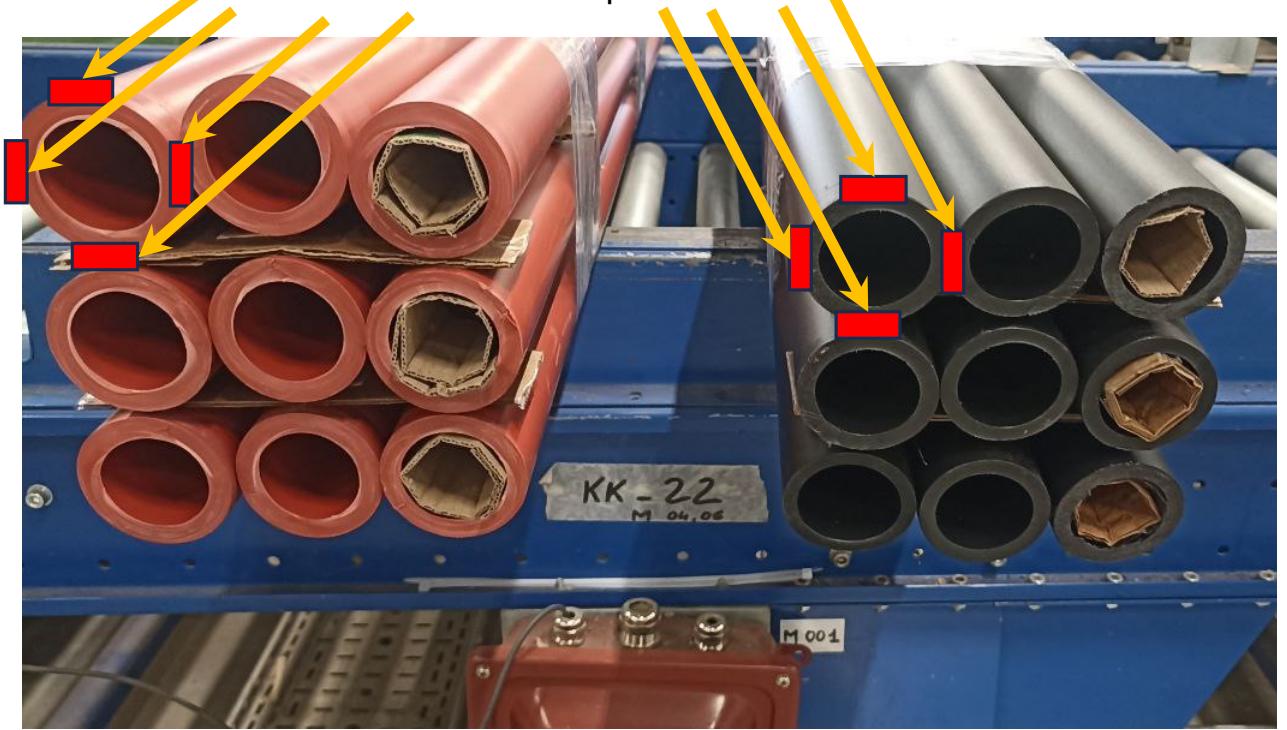


Рисунок 2.9 – Размещение дозиметрических пленок в эксперименте с облучением термоусаживающихся трубок V1(k) 36/55×9-1400 (слева) и V1(4) 45/59×7-1400 (справа).

## ГЛАВА 3. УЧЕТ ОСЛАБЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА ВОЗДУХОМ

### 3.1. Результаты моделирования

На рис. 3.1а представлены энергетические спектры  $\Phi(E, L)$  электронов с начальной энергией  $E_0 = 10$  МэВ, прошедших в воздухе путь 20 - 140 см. Из рисунка видно, что данные моделирования, хорошо описываются выбранной аппроксимацией (2.2) с помощью распределения Ландау. Наибольшее отклонение аппроксимации от моделирования при  $L \leq 30$  см, но при этом оно сохраняется в пределах нормы: метрики  $KL = 0.07$ ,  $JSD = 0.11$ ,  $H = 0.12$ ,  $W = 0.02$ . При  $L > 30$  см все показатели улучшаются:  $KL < 0.03$ ,  $JSD < 0.07$ ,  $H < 0.07$ ,  $W \approx 0.002$ .

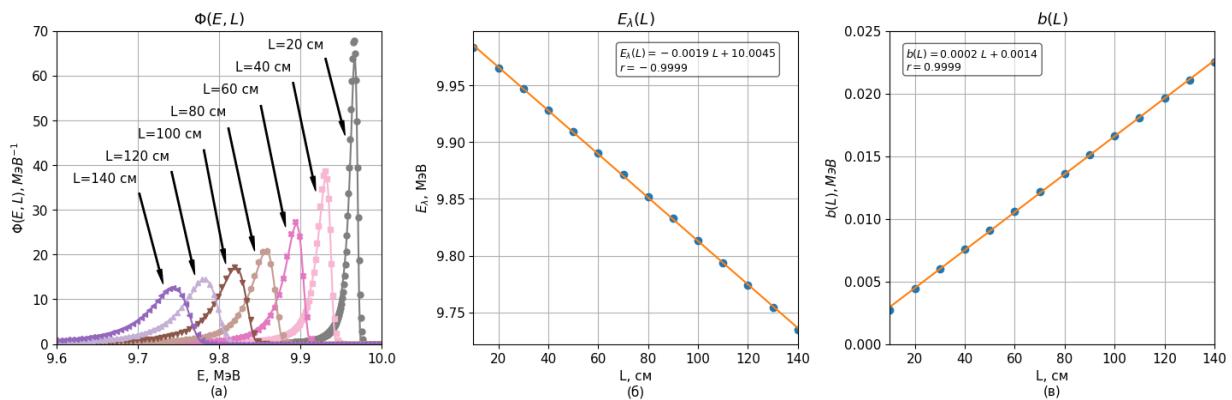


Рисунок 3.1 – (а) Энергетический спектр  $\Phi(E, L)$  электронов с начальной энергией 10 МэВ, прошедших в воздухе путь до 140 см (расчет Geant4), (б) зависимость наиболее вероятной энергии  $E_\lambda(L)$  в спектре от пройденного электронами пути  $L$ , (в) зависимость масштаба  $b$  от пройденного электронами пути  $L$ . Точками нанесены данные моделирования, линиями – аппроксимации.

Данные наблюдения справедливы для всего диапазона  $E_0$  и  $L$ , рассмотренных в моделировании. Следует отметить, что наибольшее отклонение моделирования от аппроксимации ( $\sim 5\%$ ) фиксируется в окрестности максимума  $\Phi(E, L)$  при  $L = 20$  см, тогда как на остальном диапазоне энергий аппроксимация воспроизводит данные моделирования почти идеально. При  $L > 30$  см наибольшее отклонение составляет  $\sim 1.5\%$ , при этом среднее отклонение в области  $E_0 - 0.5$  МэВ  $< E < E_0$  пренебрежимо мало. Учитывая, что при  $E < E_0 - 0.5$  МэВ

спектр  $\Phi(E, L) \rightarrow 0$ , можно предположить, что значения метрик во многом определяются локальными расхождениями в областях, где и моделирование, и аппроксимация стремятся к нулю.

Стоит отметить, что свободный член аппроксимации для  $E_\lambda$  с точностью до второго знака совпадает с начальной энергией пучка  $E_0$ , и данное поведение аппроксимации наблюдается при всех  $E_0$ , рассмотренных в моделировании. Поэтому дальнейший анализ удобно вести через параметр сдвига  $a(E_0, L)$ , переписав  $\Phi(E, L)$  в виде:

$$a(L) = E_0 - E_\lambda(L) \quad (3.1)$$

$$\Phi(E, L) = \lambda \left( \frac{E_\lambda(E_0, L) - E}{b(E_0, L)} \right) = \lambda \left( \frac{E_0 - E - a(E_0, L)}{b(E_0, L)} \right) \quad (3.2)$$

В вероятностной трактовке моноэнергетический спектр задается дельта-функцией Дирака:  $\Phi_0(E) = \delta(E - E_0)$ . Тогда результаты моделирования могут быть обобщены в оператор  $\Lambda$ :

$$\Phi(E, L) = \Lambda(L)[\Phi_0] = \int_0^{E_{max}} \Phi_0(\xi) \lambda \left( \frac{\xi - E - a(\xi, L)}{b(\xi, L)} \right) d\xi \quad (3.3)$$

На рис. 3.2а, 3.2б приведены зависимости от энергии параметров сдвига  $a(\xi, L)$  и масштаба  $b(\xi, L)$  при  $L = 20 - 140$  см с шагом 20 см. Обе зависимости вышли гладкими и без заметных флуктуаций. Обе функции положительны в исследуемой области энергий. При всех рассмотренных  $L$  параметр  $a(\xi, L)$  монотонно убывает в области  $\xi \lesssim 2$  МэВ, достигает минимума при  $\xi \approx 2$  МэВ и далее монотонно возрастает. Минимальное и максимальное значения отличаются от среднего на 10%. Параметр  $b(\xi, L)$  демонстрирует аналогичное поведение: монотонно убывает при  $\xi \lesssim 4$  МэВ достигает минимума при  $\xi \approx 4$  МэВ и далее монотонно возрастает. Отличие минимального и максимального значений от среднего также составляет 10%, при этом в области  $\xi > 4$  МэВ эти отличия меньше 3%.

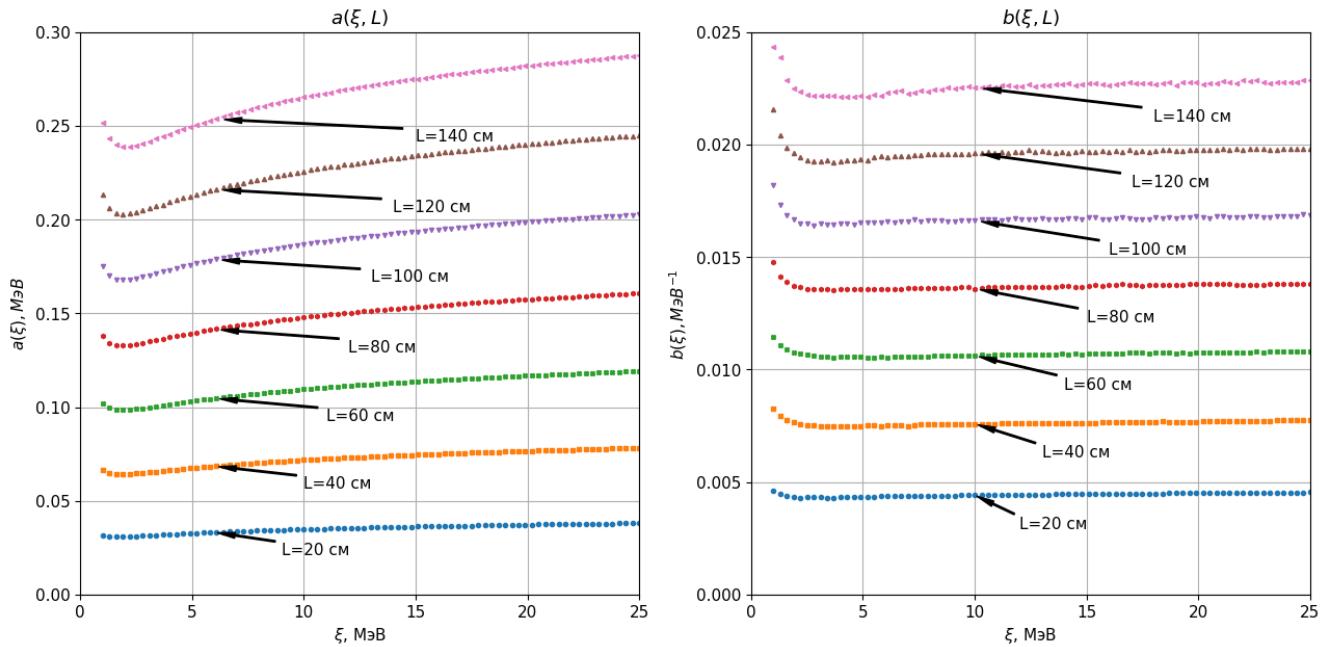


Рисунок 3.2 – Зависимость параметра сдвига  $a(\xi, L)$  и масштаба  $b(\xi, L)$  от энергии для пути электронного пучка в воздухе 20–140 см с шагом 20 см.

### 3.2. Аппроксимация параметра масштаба $b(\xi)$

В работе Ландау [96] приводится следующая аналитическая оценка для параметра масштаба  $b$ :

$$b = \frac{4\pi N_A r_e^2 m_e c^2}{2} \frac{Z}{A} \frac{z^2}{\beta^2 \rho x}, \quad (3.4)$$

где  $N_A$  – число Авогадро;  $r_e = e^2/(m_e c^2)$  – классический радиус электрона;  $m_e c^2$  – энергия покоя электрона;  $Z, A$  – зарядовое и массовое числа среды соответственно;  $z$  – заряд частицы;  $\rho$  – плотность среды;  $x$  – путь, пройденный частицей в среде;  $\beta = \frac{v}{c}$ . Учитывая, что

$$\beta^2(T) = 1 - \frac{(m_e c^2)^2}{(T + m_e c^2)^2}, \quad (3.5)$$

где  $T$  – кинетическая энергия электрона, зависимость  $b(\xi, L)$  при фиксированном  $L$  целесообразно аппроксимировать в виде

$$\frac{1}{b(\xi)} = b_0 \cdot \left( \frac{b_1}{(\xi + b_2)^2} + b_3 \right), \quad (3.6)$$

где  $b_1, b_2, b_3$  – параметры аппроксимации.

На рис. 3.3 представлены аппроксимирующие кривые  $b(\xi)$  при  $L = 100$  см, построенные для данных моделирования по формуле (3.6). Из рисунка видно: в области  $\xi > 4$  МэВ кривые аппроксимации хорошо воспроизводят данные моделирования, что подтверждается метриками:  $KL < 10^{-4}$ ,  $JSD, H, W < 10^{-2}$ . При этом в области  $\xi < 4$  МэВ наблюдается систематическое расхождение: аппроксимация  $b(\xi)$  возрастает, когда по данным моделирования должен наблюдаваться спад. В этой области аппроксимирующая кривая экспоненциального вида воспроизводит данные существенно лучше. Исходя из данного наблюдения, получаем итоговую аппроксимирующую функцию:

$$\frac{1}{b(\xi, L)} = b_0(L) \cdot \left( \frac{b_1(L)}{(\xi + b_2(L))^2} + b_3(L) + \exp(-b_4(L) \xi + b_5(L)) \right), \quad (3.7)$$

где  $b_0, b_1, b_2, b_3, b_4, b_5$  – параметры аппроксимации. Их значения при  $L = 10 – 140$  см с шагом 10 см приведены в таблице 3.1. Из рис. 3.3 видно, что кривая (3.7) с высокой точностью воспроизводит данные моделирования на всем диапазоне энергий  $\xi \in [1; 25]$  МэВ: расхождения в соответствующих точках не превышают 5%, метрики:  $KL < 10^{-4}$ ;  $JSD, H, W < 10^{-2}$ .

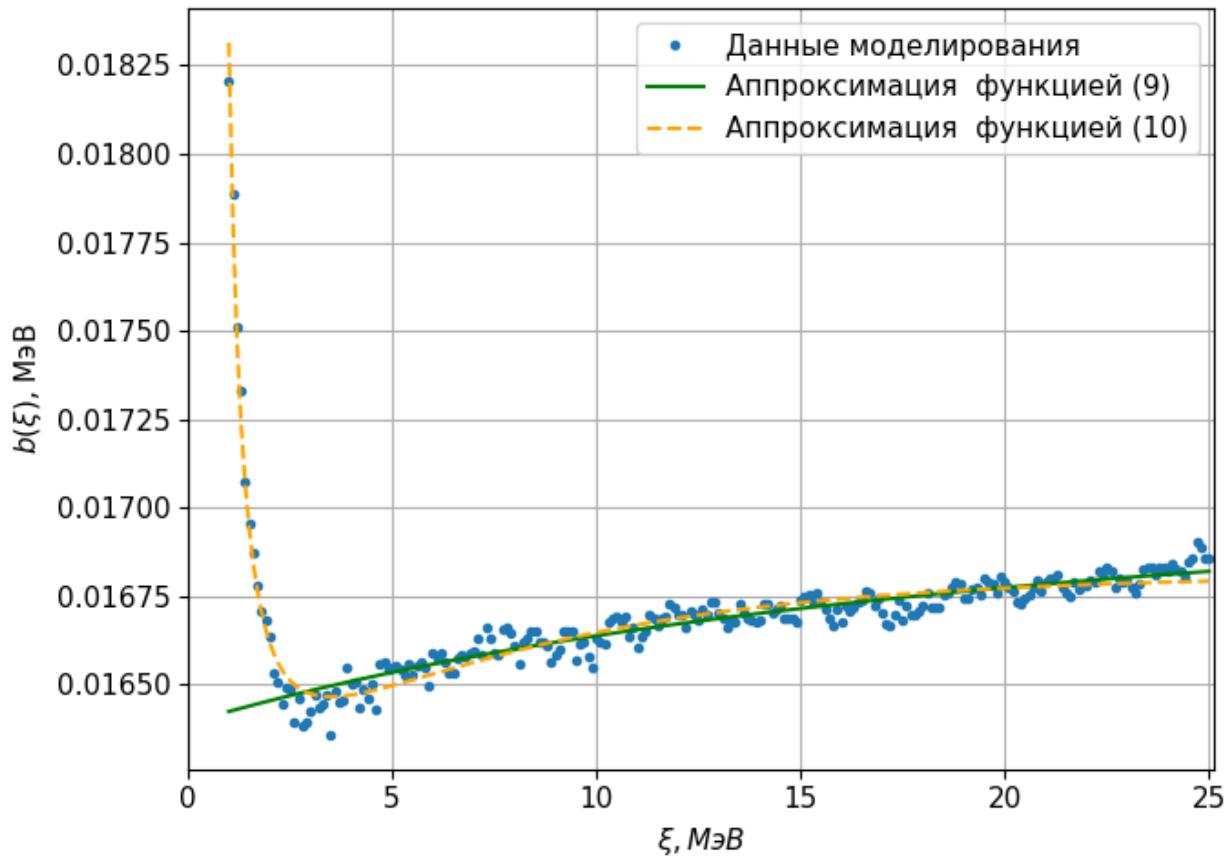


Рисунок 3.3 – Параметр масштаба  $b(\xi)$  при  $L = 100$  см. Точками нанесены данные моделирования, линией и пунктиром – аппроксимации функциями (3.6) и (3.7) соответственно.

Таблица 3.1. Значения параметров  $b_0, b_1 \dots b_5$  аппроксимации  $b(\xi, L)$  функцией (3.7) для  $L = 10 - 140$  см с шагом 10 см.

$L$ , см	$b_0$ , МэВ $^{-1}$	$b_1$ , МэВ $^{-2}$	$b_2$ , МэВ	$b_3$ , -	$b_4$ , МэВ $^{-1}$	$b_5$ , -
10	391.5456	-0.08533	0.179163	0.906285	0.10264	-2.11873
20	232.9448	-0.06265	-0.16604	0.936656	0.086235	-2.43786
30	169.202	-0.15088	0.133839	0.950641	0.091869	-2.50796
40	133.8601	-0.17234	0.214633	0.954255	0.072664	-2.65955
50	111.1299	-0.28056	0.593759	0.962052	0.083515	-2.71128
60	95.05537	-0.18592	0.386698	0.967769	0.0792	-2.9506
70	83.05547	-0.10554	0.065547	0.971165	0.07381	-3.12364
80	73.79214	-0.06189	-0.18814	0.974958	0.070726	-3.28011
90	66.74451	-0.04024	-0.37257	0.968157	0.05838	-3.2238
100	61.12904	-0.07012	-0.23232	0.97319	0.148672	-3.09529
110	56.21163	-0.10372	-0.11929	0.972403	0.187619	-2.80564
120	52.01749	-0.17673	0.090416	0.971786	0.217614	-2.51367
130	48.6007	-0.27354	0.291144	0.966825	0.224439	-2.30219
140	45.38332	-0.54604	0.805291	0.967397	0.215541	-2.10072

### 3.3. Аппроксимация параметра масштаба $a(\xi)$

При поиске аппроксимирующей функции для параметра сдвига  $a(\xi, L)$  было выявлено, что величина  $\exp\left(\frac{a(\xi, L)}{b(\xi, L)}\right)$  является линейной функцией энергии  $\xi$  с коэффициентом корреляции 0.999 (рис. 3.4):

$$\exp\left(\frac{a(\xi, L)}{b(\xi, L)}\right) = k(L) \xi + w(L), \quad (3.8)$$

где  $k, w$  – параметры линейной аппроксимации. Их значения при  $L = 10 – 140$  см с шагом 10 см приведены в таблице 3.2.

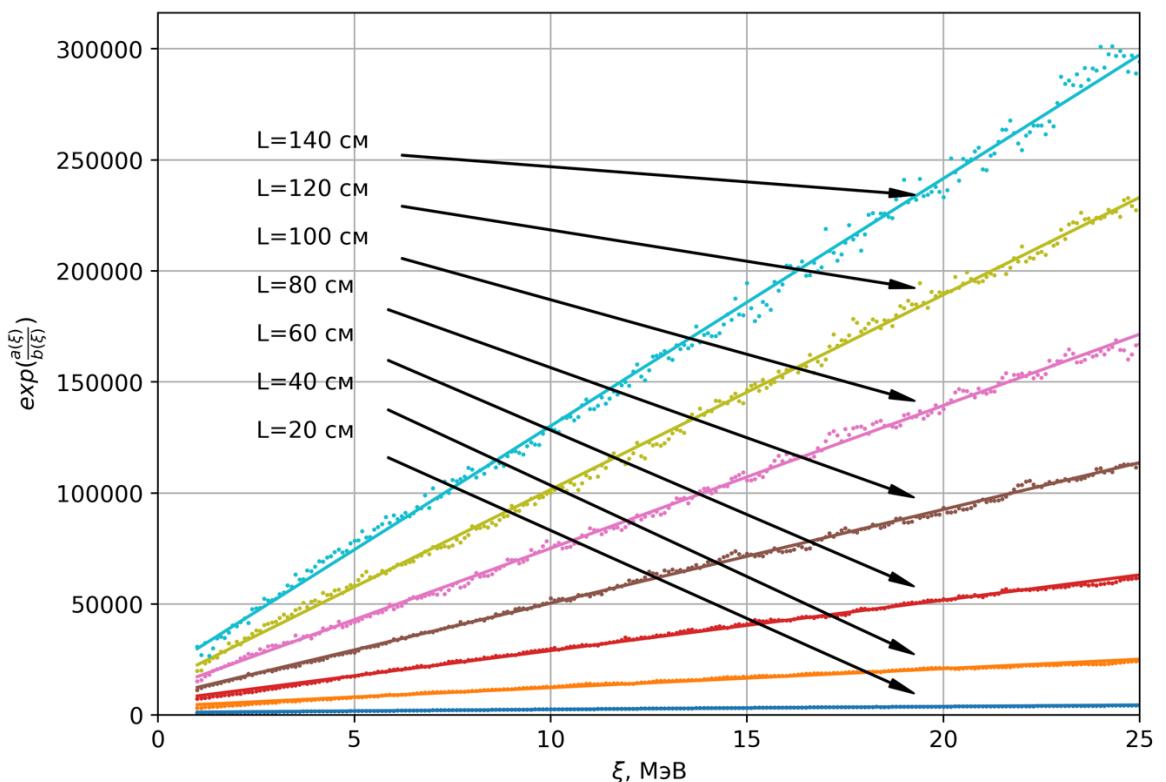


Рисунок 3.4 – Зависимость  $\exp\left(\frac{a(\xi, L)}{b(\xi, L)}\right)$  от энергии  $\xi$

при  $L=20-140$  см с шагом 20 см.

Это наблюдение позволяет выразить  $a(\xi, L)$  через найденную ранее аппроксимацию  $b(\xi, L)$ :

$$a(\xi, L) = b(\xi, L) \cdot \ln(k(L) \xi + w(L)), \quad (3.9)$$

Таблица 3.2. Значения параметров  $k, w$  линейной аппроксимации (3.8) для  $L = 10 – 140$  см с шагом 10 см.

L, см	k, МэВ <sup>-1</sup>	w, -
10	18.6	312.6
20	134.4	1183.0
30	401.0	2452.5
40	851.3	3857.3
50	1472.0	5269.4
60	2271.6	6322.1
70	3169.4	7394.5
80	4217.6	8228.6
90	5236.7	10154.3
100	6426.0	10834.6
110	7578.9	12327.0
120	8770.9	13821.0
130	9952.4	15822.8
140	11142.3	18738.8

Анализируя (3.9), можно показать, что параметр сдвига  $a(\xi, L)$  может быть выражен явно, без вовлечения  $b(\xi, L)$ :

$$a(\xi, L) = a_0(L) \exp(-a_1(L) \xi) - \frac{a_2(L)}{(\xi - a_3(L))^2 + a_4(L)} + a_5(L), \quad (3.10)$$

где  $a_0(L), a_1(L), \dots, a_5(L)$  – параметры аппроксимации, значения которых приведены в таблице 3.3.

Таким образом, полученные аппроксимации (3.7) и (3.9) позволяют выразить оператор  $\Lambda(L)$  через известные функции:

$$\Phi(E, L) = \Lambda(L)[\Phi_0(E)] = \int_0^{E_{max}} \Phi_0(\xi) \lambda\left(\frac{\xi - E - a(\xi, L)}{b(\xi, L)}\right) d\xi, \quad (3.11)$$

Стоит отметить, что построенный оператор обладает полугрупповым свойством эволюционных операторов:

$$\Lambda(L_1 + L_2) = \Lambda(L_1) \circ \Lambda(L_2), \quad (3.12)$$

т.е. действие на спектр оператором при длине пути  $L_1 + L_2$  равнозначно последовательному действию операторов при  $L_1$  и  $L_2$ .

Таблица 3.3. Значения параметров  $a_0(L) \dots a_5(L)$  аппроксимации  $a(\xi, L)$  функцией (3.10) для  $L = 10 - 130$  см с шагом 10 см.

L, см	a <sub>0</sub> , МэВ <sup>-1</sup>	a <sub>1</sub> , -	a <sub>2</sub> , МэВ <sup>-2</sup>	a <sub>3</sub> , МэВ	a <sub>4</sub> , МэВ <sup>2</sup>	a <sub>5</sub> , -
10	0.244694	-3.80388	0.763928	-1.9735	26.01608	0.01942
20	0.257279	-3.03886	1.383734	-1.66514	23.40958	0.039775
30	0.261193	-2.60119	2.00841	-1.52675	22.72272	0.060526
40	0.259513	-2.31155	2.70329	-1.51448	23.08757	0.081615
50	0.257848	-2.1153	3.405033	-1.57888	23.62329	0.102884
60	0.257967	-1.94097	4.080485	-1.6108	23.5991	0.124292
70	0.264037	-1.76185	4.569946	-1.53879	22.3344	0.14567
80	0.27196	-1.58502	4.954949	-1.41201	20.75979	0.167062
90	0.275748	-1.42991	5.441389	-1.3091	19.94225	0.188714
100	0.276229	-1.31047	5.986764	-1.23991	19.77277	0.210506
110	0.27689	-1.2079	6.520349	-1.18794	19.66833	0.232378
120	0.276741	-1.1193	7.084072	-1.15284	19.72808	0.254367
130	0.278963	-1.03631	7.531185	-1.11068	19.49474	0.276278
140	0.279253	-0.9698	8.077955	-1.10779	19.59715	0.298371

### 3.4. Обращение оператора ослабления спектра в интегральной форме

Не умаляя общности, рассмотрим выражение (3.11) при фиксированном  $L$ , опустив его из записи. Решим интегральное уравнение относительно  $\Phi_0(\xi)$ :

$$\Phi(E) = \int_0^\infty \Phi_0(\xi) \cdot \lambda\left(\frac{\xi - E - a(\xi)}{b(\xi)}\right) d\xi, \quad (3.13)$$

где  $\Phi_0(E) = \Phi(E, L = 0)$  - энергетический спектр электронов, испущенных источником,  $\lambda(\cdot)$  - классическое распределение Ландау,  $a(\xi), b(\xi)$  - функции сдвига и масштаба. Перед началом обращения отметим, что параметр сдвига  $b(\xi)$  может быть выражен через малую функцию  $f(\xi) \ll 1$  (рис. 3.5):

$$b_0 b^{-1}(\xi) = g(\xi) = \frac{b_1}{(\xi - b_2)^2} + b_3 + \exp(-b_4 \xi + b_5), \quad (3.14)$$

$$g(\xi) = 1 - f(\xi), \quad (3.15)$$

$$b(\xi) = b_0 g^{-1}(\xi), \quad (3.16)$$

где  $b_0, b_1, \dots, b_5$  - параметры аппроксимации (3.7) при фиксированном  $L$ .

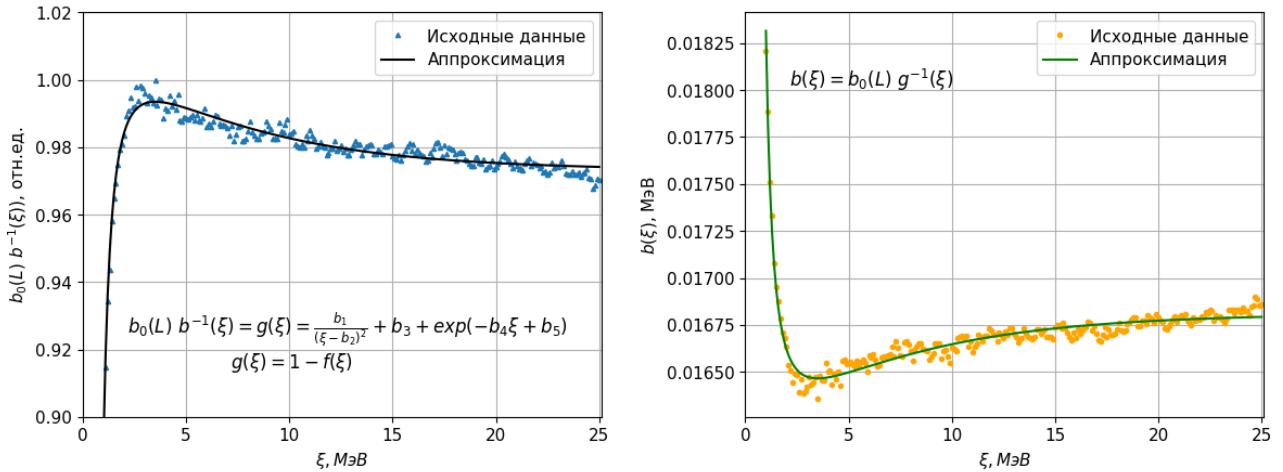
Аппроксимирующая функция для численно заданного  $b(\xi)$  при  $L=100$  см

Рисунок 3.5 – Выражение параметра сдвига  $b(\xi)$  через функцию  $f(\xi) \ll 1$  при фиксированном  $L = 100$  см.

Представим аргумент функции  $\lambda$  из уравнения (3.13) в более удобном виде, учитывая  $1/b(\xi) = b_0(1 + f(\xi))$  и малость функций  $f(\xi) \ll 1$ ,  $a(\xi) \ll 1$ :

$$\begin{aligned} \frac{\xi - E - a(\xi)}{b(\xi)} &= b_0(1 + f(\xi))(\xi - E - a(\xi)) = \\ &= b_0(\xi - E)(1 + f(\xi)) - b_0a(\xi) - b_0a(\xi)f(\xi) \approx \\ &\approx b_0(\xi - E) + b_0(\xi - E)f(\xi) - b_0a(\xi) \end{aligned} \quad (3.17)$$

В последнем переходе мы пренебрегли малыми членами второго порядка  $f(\xi) a(\xi)$ . Учитывая (3.17), разложим  $\lambda\left(\frac{\xi - E - a(\xi)}{b(\xi)}\right)$  в окрестности  $b_0(\xi - E)$  по малому параметру  $b_0(\xi - E)f(\xi) - b_0a(\xi)$ :

$$\begin{aligned} \lambda\left(\frac{\xi - E - a(\xi)}{b(\xi)}\right) &\approx \\ &\approx \lambda(b_0(\xi - E)) + \lambda'(b_0(\xi - E)) \cdot (b_0(\xi - E)f(\xi) - b_0a(\xi)) \\ &\quad + o([b_0(\xi - E)f(\xi) - b_0a(\xi)]^2) \end{aligned} \quad (3.18)$$

Подставляя получившееся разложение в уравнение (3.13), получим:

$$\Phi(E) \approx \int_0^\infty \Phi_0(\xi) [\lambda(b_0(\xi - E)) + \lambda'(b_0(\xi - E)) (b_0(\xi - E)f(\xi) - b_0a(\xi))] d\xi \quad (3.19)$$

Разобьем интеграл (3.19) на сумму основного и поправочного членов  $I_0(E)$  и  $I_1(E)$  соответственно:

$$I_0(E) = \int_0^\infty \Phi_0(\xi) \lambda(b_0(\xi - E)) d\xi \quad (3.20)$$

$$I_1(E) = b_0 \int_0^\infty \Phi_0(\xi) \lambda'(b_0(\xi-E))((\xi-E)f(\xi)-a(\xi)) d\xi \quad (3.21)$$

Далее по теории возмущений найдём решение в виде суммы основной и поправочных компонент  $\Phi_0(\xi) = \Phi_0^{(0)}(\xi) + \delta\Phi_0(\xi)$ . Рассмотрим подробнее уравнение (3.20). Оно представляет собой классическое уравнение Фредгольма I рода со сверточным ядром, теория решения которого хорошо разработана. Для построения аналитического решения применим преобразование Фурье. Продолжим функции нулем при  $\xi < 0$  и введем замену переменных  $\tilde{E} = b_0 E$ ,  $\tilde{\xi} = b_0 \xi$ , тогда уравнение принимает вид классической свертки:

$$\tilde{I}_0(\tilde{E}) = \frac{1}{b_0} \int_{-\infty}^\infty \tilde{\Phi}_0(\tilde{\xi}) \lambda(\tilde{\xi} - \tilde{E}) d\tilde{\xi}, \quad (3.22)$$

где  $\tilde{I}_0(\tilde{E}) = I_0(\tilde{E}/b_0)$ ,  $\tilde{\Phi}_0(\tilde{\xi}) = \Phi_0(\tilde{\xi}/b_0)$ . Применяя преобразование Фурье, получаем:

$$\mathcal{F}[\tilde{I}_0](k) = \frac{1}{b_0} \mathcal{F}[\tilde{\Phi}_0](k) \cdot \mathcal{F}[\lambda](k). \quad (3.23)$$

Отсюда формальное решение в "частотной" области:

$$\mathcal{F}[\tilde{\Phi}_0](k) = b_0 \frac{\mathcal{F}[\tilde{I}_0](k)}{\mathcal{F}[\lambda](k)}. \quad (3.24)$$

Обратное Фурье-преобразование полученного выражения дает искомое решение:

$$\Phi_0(\xi) = \mathcal{F}^{-1} \left[ \frac{\mathcal{F}[I_0](k/b_0)}{\mathcal{F}[\lambda](k)} \right] (\xi) \quad (3.25)$$

Обозначим:

$$\Phi_0(\xi) = \Phi_0^{(0)}(\xi) + \delta\Phi_0(\xi), \quad (3.26)$$

$$\Phi(E) = \Phi^{(0)}(E) + \delta\Phi(E). \quad (3.27)$$

В нулевом приближении  $\Phi^{(0)}(E)$  представляет собой свертку, равнозначную произведению фурье-образов:

$$\Phi^{(0)}(E) = \int_0^\infty \Phi_0^{(0)}(\xi) \lambda(b_0(\xi - E)) d\xi, \quad (3.28)$$

$$\mathcal{F}[\Phi^{(0)}](\omega) = \mathcal{F}[\Phi_0^{(0)}](\omega) \cdot \mathcal{F}[\lambda(b_0 x)](\omega), \quad (3.29)$$

Таким образом,  $\Phi_0^{(0)}(\xi)$  можно выразить в виде:

$$\Phi_0^{(0)}(\xi) = \mathcal{F}^{-1} \left[ \frac{\mathcal{F}[\Phi](\omega)}{\mathcal{F}[\lambda(b_0 x)](\omega)} \right] (\xi). \quad (3.30)$$

Для вычисления поправки первого порядка  $\delta\Phi(E)$ :

$$\delta\Phi(E) = -b_0 \int_0^\infty \Phi_0^{(0)}(\xi) \lambda'(b_0(\xi - E)) \cdot [(\xi - E)f(\xi) + a(\xi)] d\xi. \quad (3.31)$$

Используем:

$$\Phi_0(\xi) = \Phi_0^{(0)}(\xi) + \delta\Phi_0(\xi), \quad (3.32)$$

$$\Phi(E) = \Phi^{(0)}(E) + \delta\Phi(E). \quad (3.33)$$

Получим:

$$\Phi^{(0)}(E) = \int_0^\infty \Phi_0^{(0)}(\xi) \lambda(b_0(\xi - E)) d\xi. \quad (3.34)$$

Следовательно,  $\delta\Phi$  можно записать в виде:

$$\delta\Phi(E) = \int_0^\infty \delta\Phi_0(\xi) \lambda(b_0(\xi - E)) d\xi, \quad (3.35)$$

что снова свёртка. Иными словами:

$$\mathcal{F}[\delta\Phi](\omega) = \mathcal{F}[\delta\Phi_0](\omega) \cdot \mathcal{F}[\lambda(b_0 \xi)](\omega), \quad (3.36)$$

$$\delta\Phi_0(\xi) = \mathcal{F}^{-1} \left[ \frac{\mathcal{F}[\delta\Phi](\omega)}{\mathcal{F}[\lambda(b_0 x)](\omega)} \right] (\xi). \quad (3.37)$$

Таким образом, итоговое решение записывается в виде:

$$\begin{aligned} \Phi_0(E) &\approx \mathcal{F}^{-1} \left[ \frac{\mathcal{F}[\Phi](\omega)}{\mathcal{F}[\lambda(b_0 x)](\omega)} \right] (E) = \\ &= -\mathcal{F}^{-1} \left[ \frac{\mathcal{F} \left[ b_0 \int_0^\infty \Phi_0^{(0)}(\xi) \lambda'(b_0(\xi - E)) \cdot [(\xi - E)f(\xi) + a(\xi)] d\xi \right] (\omega)}{\mathcal{F}[\lambda(b_0 x)](\omega)} \right] (E) \end{aligned} \quad (3.38)$$

Однако численная проверка полученного решения показала его неустойчивость в случае входных данных  $\Phi_0$ , отличающихся от распределения Гаусса, что послужило основанием для поиска и разработки альтернативных подходов к решению рассматриваемой задачи.

### 3.5. Обращение оператора ослабления спектра методом SVD-разложения с фильтрацией малых сингулярных чисел

Для дальнейшего анализа перейдем от интегрального представления (3.11) оператора  $\Lambda(L)$  к матричному:

$$\Phi = \Lambda(L) \Phi_0, \quad (3.39)$$

где  $\Phi_0 = (\Phi_0^1, \Phi_0^2, \dots, \Phi_0^N)^T$ ,  $\Phi = (\Phi^1, \Phi^2, \dots, \Phi^N)^T$  – энергетический спектр электронов на выходе из ускорителя и после прохождения в воздухе пути  $L$  соответственно. Элементы  $\Phi_0^i$ ,  $\Phi^i$  соответствуют энергии  $E^i = E_{min} + i \Delta E$ ;  $E_{min}=1$  МэВ – минимальная энергия, рассмотренная в исследовании;  $\Delta E=100$  кэВ – шаг по энергии. Матрица  $\Lambda(L) = (\Lambda^{ij})$  задаёт оператор ослабления энергетического спектра ускоренных электронов при их движении в воздухе. Элемент  $\Lambda^{ij}$  соответствует вероятности того, что частица, имевшая на выходе из ускорителя энергию  $\xi^i$ , после прохождения пути  $L$  в воздухе будет зарегистрирована с энергией  $E^j$ :

$$\Lambda^{ij}(L) = \lambda \frac{\xi^i - E^j - a(\xi^i, L)}{b(\xi^i, L)}, \quad (3.40)$$

где  $\xi^i = E_{min} + i \Delta E$ . Матрица  $(\Lambda^{ij})$  нормирована так, что для каждой энергии  $\xi^i$  сумма вероятностей перехода во все  $E^j$  равна единице.

Для решения обратной задачи восстановления спектра  $\Phi_0$  по спектру  $\Phi$  методом SVD-разложения рассчитывалась псевдообратная матрица  $\Lambda^+(L)$ :

$$\Lambda = U \Sigma V^T, \quad (3.41)$$

$$\Lambda^+ = V \Sigma^+ U^T, \quad (3.42)$$

$$\Phi_0 = \Lambda^+ \Phi \quad (3.43)$$

где  $U, V$  — ортогональные матрицы,  $\Sigma = \text{diag}(\sigma^1, \sigma^2, \dots, \sigma^N)$  — диагональная матрица сингулярных чисел  $\sigma^i$ ,  $\Sigma^+ = \text{diag}(\frac{1}{\sigma^1}, \frac{1}{\sigma^2}, \dots, \frac{1}{\sigma^N})$ .

Исследование данного подхода на синтетических данных (рис. 3.6) показало, что при использовании незашумленных данных восстановление исходного спектра выполняется практически идеально: полученные кривые совпадают с оригиналом в пределах погрешности численного метода, а отклонения в отдельных точках

не превышают 1%. Показательным является тот факт, что в этих условиях представляется возможным даже восстановление спектра, имеющего характер случайного шума (рис. 3.6г).

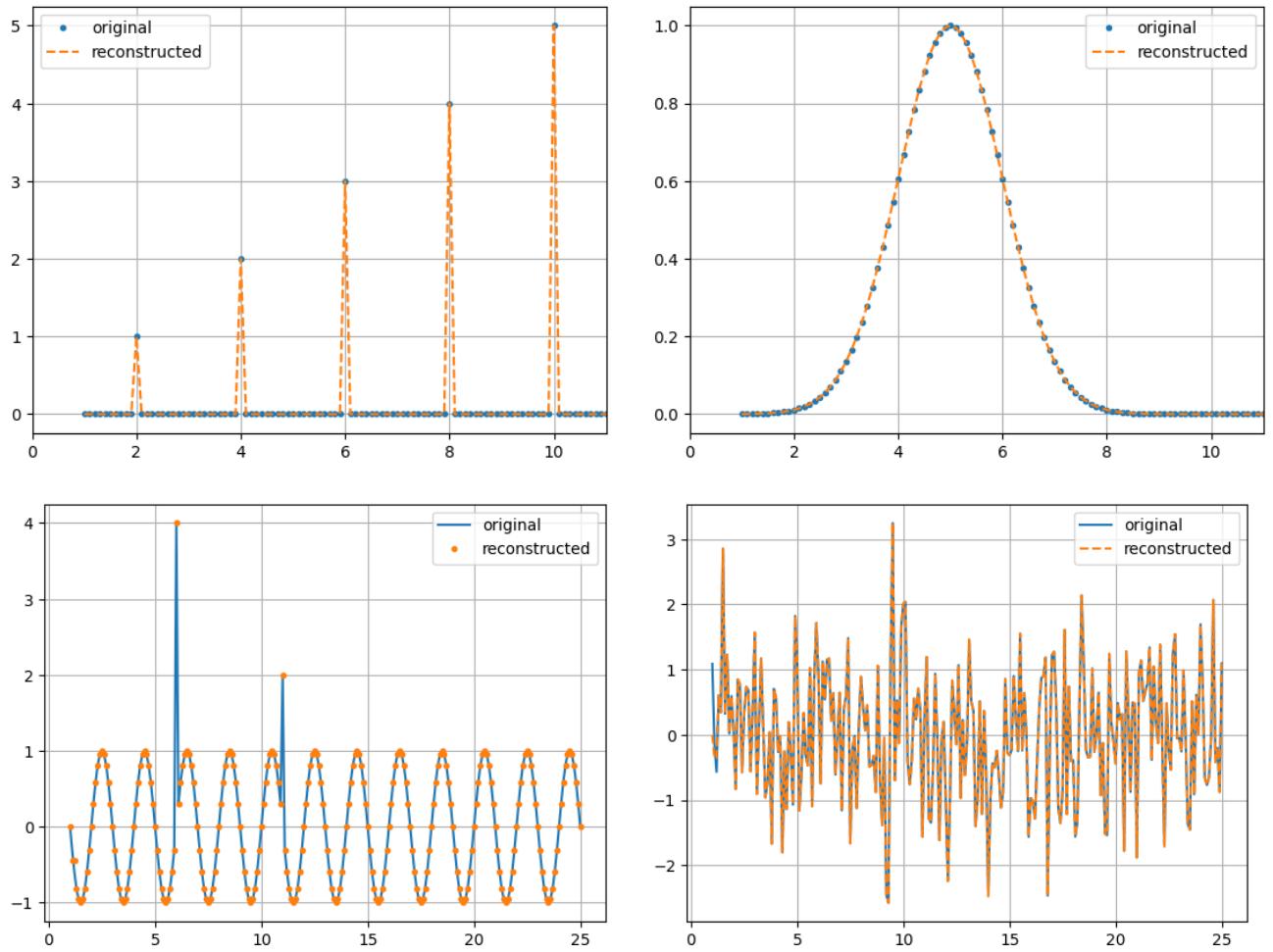


Рисунок 3.6 – Восстановление незашумленных спектров: (а) линейчатого вида, (б) гауссова вида, (в) синусоида с писками, (г) случайного шума.

Для проверки устойчивости метода в данные искусственно добавлялся мультипликативный шум. Каждая компонента спектра  $\Phi(E, L)$  умножалась на случайный фактор:

$$\Phi(E, L) = \Phi(E, L) \cdot (1 + \alpha(1 - 2r)), \quad (3.44)$$

где  $r$  – случайная величина, равномерно распределённая на интервале  $[0; 1]$ ;  $\alpha$  – параметр, задающий уровень шума. Пример спектра после прохождения пути  $L=100$  см с внесением 75%-шума приведён на рис. 3.7а. В качестве опорного спектра был использован экспериментально измеренный [73] спектр ускорителя

УЭЛР-10-15-С-60, разработанного НИИЯФ МГУ совместно с АО НПП «Торий» [111]. Для работы с зашумлёнными данными применялась фильтрация сингулярных чисел: при SVD-разложении (3.42) обратные значения рассчитывались только для  $\sigma^i$ , превышающих среднее значение сингулярных чисел. Остальные обнулялись.

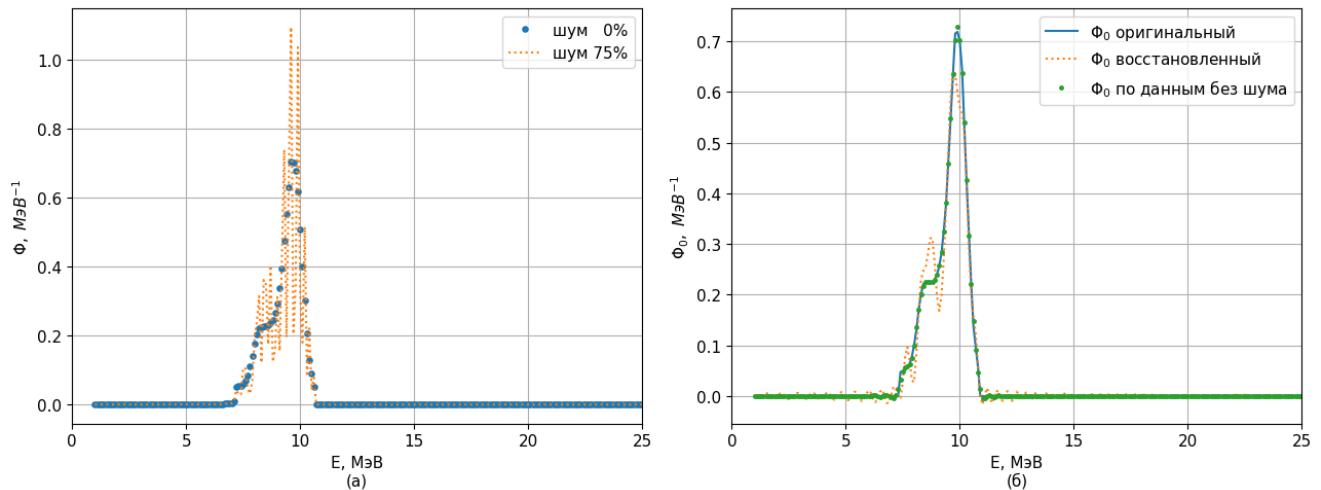


Рисунок 3.7. (а) энергетический спектр электронов после 100 см в воздухе: без шума (точки) и с искусственно внесенным 75%-шумом (пунктир); (б) исходный (линия) и восстановленные по зашумленным (пунктир) и «чистым» (точки) данным спектры.

На рис. 3.7б показан исходный спектр, а также спектры, восстановленные по чистым и зашумлённым данным. Для чистых данных восстановленный спектр совпадает с изначальным в пределах 1%. Для данных с 75%-зашумлением основная форма спектра воспроизводится корректно, и в большинстве точек расхождение не превышает 5%. Наибольшее отклонение наблюдается в области  $E = 6 - 8$  МэВ в виде выброса  $\sim 30\text{-}50\%$ . Также имеются нефизичные осцилляции с амплитудой  $\sim 1\%$  от максимума в области, где  $\Phi_0$  обращается в ноль. Эти искажения не являются критичными, так как столь высокий уровень шума в реальном эксперименте маловероятен. При более реалистичных уровнях зашумления – 5% и 15% – погрешность восстановления не превышает 3% и 8% соответственно.

На рис. 3.8 приведено восстановление линейчатого спектра по входным данным без шума. В этом случае совпадение восстановленного распределения с исходным составляет 100%, что демонстрирует способность метода корректно воспроизводить даже негладкие спектры. Такой результат особенно показателен, поскольку традиционная регуляризация Тихонова по своей природе сглаживает решение и не позволяет сохранить линейчатую структуру.

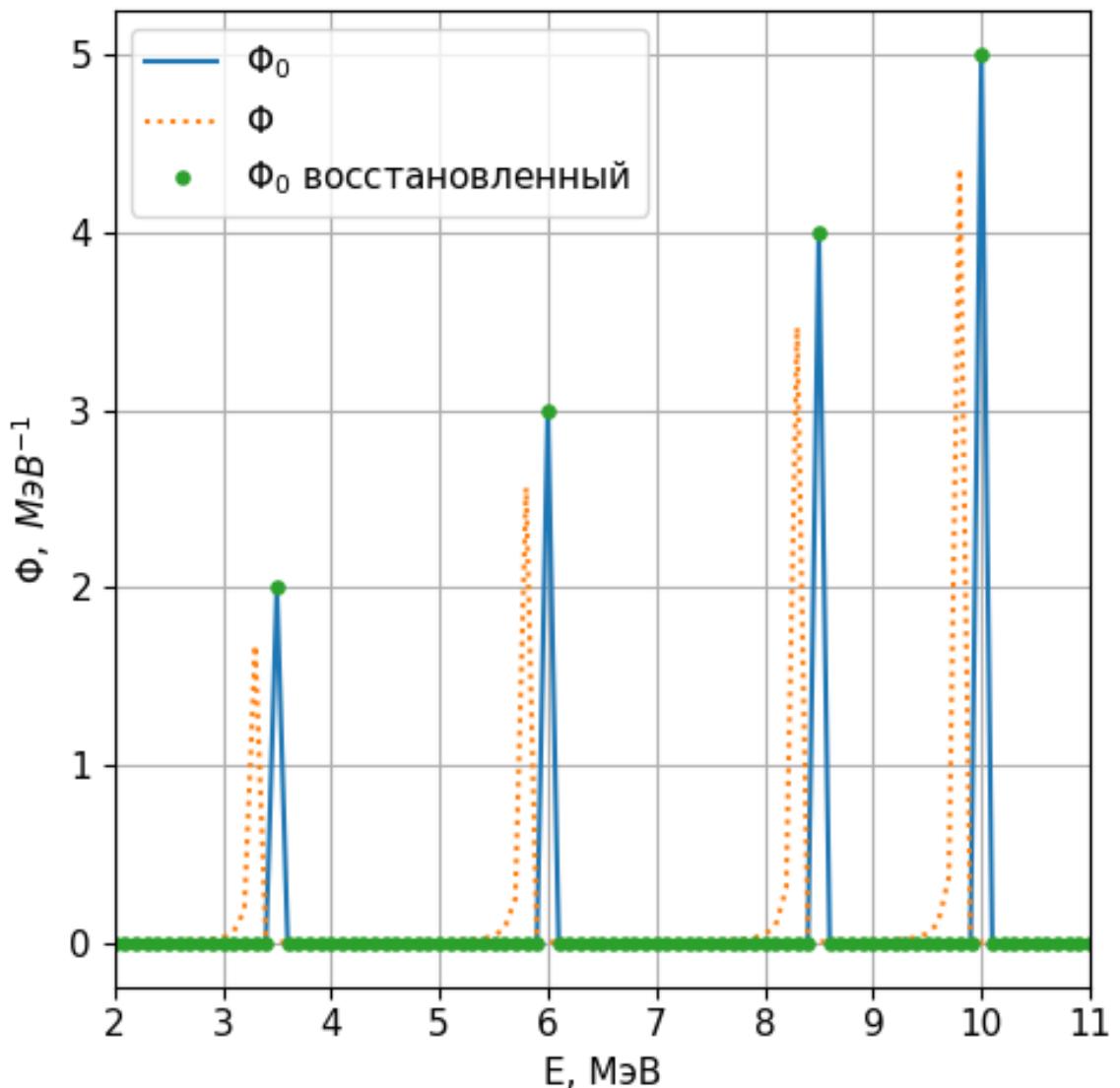


Рисунок 3.8. Восстановление линейчатого спектра: исходный спектр (сплошная линия), спектр после прохождения 100 см воздуха (пунктир) и восстановленный спектр (точки).

## ГЛАВА 4. ВОССТАНОВЛЕНИЕ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО СПЕКТРА УСКОРЕННЫХ ЭЛЕКТРОНОВ ПО ЦЕНТРАЛЬНО-ОСЕВЫМ РАСПРЕДЕЛЕНИЯМ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ

### 4.1. Математическое описание метода

Распределение дозы по глубине  $D(x)$  от ускоренных электронов с энергетическим спектром  $\Phi(E)$  может быть выражено через интегральное уравнение Фредгольма I рода:

$$D(x) = \int_0^{E_{max}} \Phi(E) D_0(E, x) dE, \quad (4.1)$$

где  $D_0(E, x)$  – «дозовое ядро», распределения поглощенной дозы по глубине от моноэнергетических электронов с энергией  $E$ ,  $E_{max}$  — максимальная энергия в спектре  $\Phi(E)$ . Восстановление  $\Phi(E)$  из данного уравнения является некорректно поставленной задачей. Введем несколько исходных условий для ее регуляризации:

- под  $D(x)$  будем подразумевать измеренное центрально-осевое распределение поглощенной дозы;
- под  $\Phi(E)$  будем подразумевать спектр ускоренных электронов у поверхности дозиметрического фантома, имеющего форму параллелепипеда;
- в области центральной оси фантома падение пучка электронов можно считать нормальным;
- соответственно,  $D_0(E, x)$  – центрально-осевые распределения поглощенной дозы по глубине от моноэнергетических электронов, испущенных вплотную к поверхности фантома;
- также наложим очевидное ограничение  $\Phi(E) > 0$  в области  $0 < E < E_{max}$ .

Далее процесс восстановления спектра по центрально-осевым распределениям поглощенной дозы от ускоренных электронов предлагается разбить на три этапа, а сам спектр искать в виде суммы основной  $\Phi_\lambda(E)$  и поправочной компонент  $\delta\Phi(E)$ :

$$\Phi(E) = \Phi_\lambda(E) + \delta\Phi(E). \quad (4.2)$$

Основную компоненту спектра представим в виде распределения Гаусса, прошедшего преобразование (3.11):

$$\Phi_\lambda(E, \mu, \sigma) = \int_0^{E_{max}} \exp\left(-\frac{(\xi - \mu)^2}{2\sigma^2}\right) \lambda\left(\frac{\xi - E - a(\xi, L)}{b(\xi, L)}\right) d\xi \quad (4.3)$$

Её восстановление производится на первом этапе предлагаемого метода по глубинному дозовому распределению в области спада дозы  $D_\lambda(x)$ :

$$\mu, \sigma = \arg \min_{\mu', \sigma'} \left\| D_\lambda(x) - \int \Phi_\lambda(E, \mu', \sigma') D_0(E, x) dE \right\|^2, \quad (4.4)$$

Для безусловной оптимизации (4.4) и поиска параметров  $\mu, \sigma$  используем метод деформируемого многогранника Нелдера — Мида [112].

На втором этапе по «оставшемуся» глубинному дозовому распределению  $D_{res}$  методом регуляризации Тихонова восстанавливается поправочная компонента спектра  $\delta\Phi$ :

$$D_{res}(x) = D(x) - D_\lambda^*(x) \quad (4.5)$$

$$D_\lambda^*(x) = \int \Phi_\lambda(E, \mu, \sigma) D_0(E, x) dE, \quad (4.6)$$

$$\delta\Phi = \arg \min_{\delta\Phi'} \left\{ \left\| D_{res}(x) - \int \delta\Phi' D_0(E, x) dE \right\|^2 + \alpha^2 \|\delta\Phi'\|^2 \right\} \quad (4.7)$$

Здесь  $\alpha$  — параметр регуляризации; минимизацию соотношения (4.7) предлагается выполнять методом неотрицательных наименьших квадратов [113,114].

На третьем этапе по энергетическому спектру у поверхности дозиметрического фантома восстанавливается энергетический спектр источника  $\Phi_0$  с использованием разработанного метода на основе SVD-разложения с фильтрацией сингулярных чисел:

$$\Phi_0 = \Lambda^+(\Phi_\lambda + \delta\Phi), \quad (4.8)$$

где  $\Phi_\lambda, \delta\Phi$  — основная и поправочная компоненты энергетического спектра электронов у поверхности дозиметрического фантома, записанные в виде векторов,  $\Lambda^+$  — псевдообратная матрица (3.42).

Описанный трехэтапный метод является развитием и обобщением подхода, изложенного в работе [81], который, в свою очередь, развивал идеи [115].

### 4.3. Результаты виртуального эксперимента

На рис. 4.1а синими точками представлено центрально-осевое распределение поглощённой дозы по глубине, рассчитанное с использованием инструментария Geant4 для известного энергетического спектра электронов  $\Phi(E)$ , заданного гауссовым распределением с параметрами  $\mu = 9.0$  МэВ,  $\sigma = 1.0$  МэВ (рис. 4.1б, синие точки). Полученное дозовое распределение было подано на вход разработанному алгоритму, в результате чего был восстановлен энергетический спектр ускоренных электронов у поверхности фантома (рис. 4.1б, оранжевая кривая). Соответствующее восстановленному спектру распределение поглощенной дозы по глубине нанесено на рис. 4.1а оранжевой кривой.

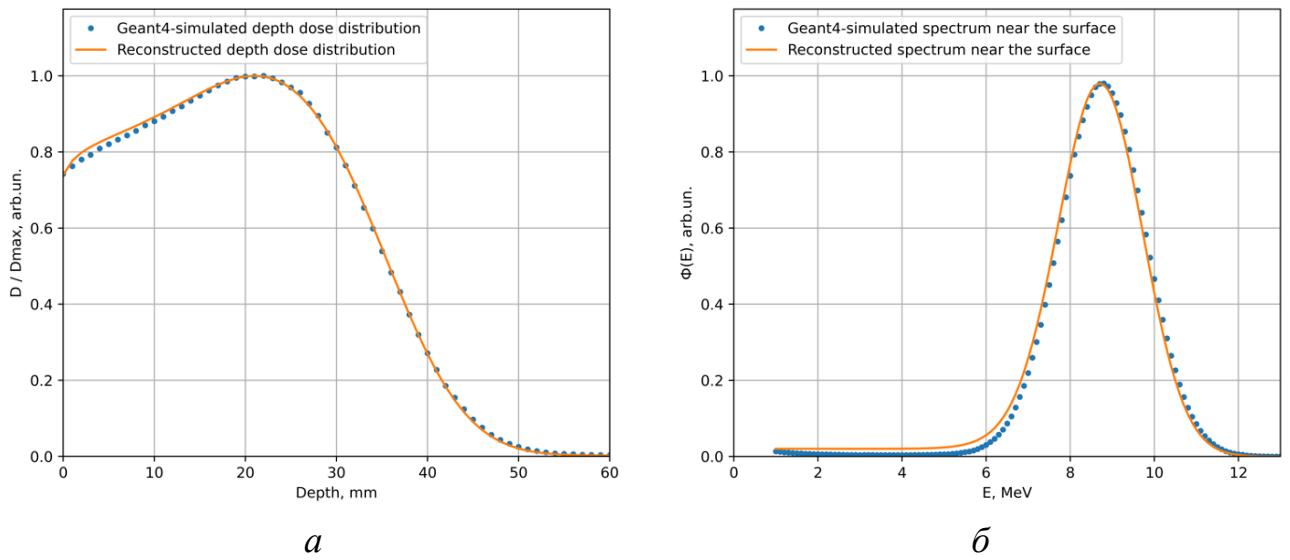


Рисунок 4.1 – (а) распределение поглощенной дозы по глубине водного параллелепипеда (расчет, инструментарий Geant4), соответствующее исходному (синие точки) и восстановленному (оранжевая кривая) энергетическому спектру ускоренных электронов; (б) энергетический спектр ускоренных электронов вблизи поверхности фантома, полученный в моделировании (синие точки), и спектр, восстановленный с использованием предложенного алгоритма (оранжевая кривая).

Из рисунка видно, что исходные и восстановленные распределения хорошо согласуются по форме. Отклонение глубинного дозового распределения, рассчитанного с использованием восстановленного спектра, от распределения, полученного непосредственно в моделировании, не превышает 4% в соответствующих точках. При этом параметры восстановленного спектра  $\mu=9.3$  МэВ и  $\sigma=1.0$  отличаются от параметров исходного спектра  $\mu=9.0$  МэВ и  $\sigma=1.0$  МэВ не более чем на 3.5 %.

#### 4.4. Восстановление энергетического спектра ускорителя УЭЛР 10-15-С

На рис. 4.2а приведены измеренные на ускорителе УЭЛР 10-15С глубинные дозовые распределения в фантоме из PETG-пластика, а также экспериментально измеренный и восстановленный энергетический спектр электронов (рис. 4.2б). Из рисунка видно совпадение общей формы спектров. Исследование устойчивости метода показало, что введение во входные данные искусственного шума до 25% не привело к значительному ухудшению точности восстановления спектра.

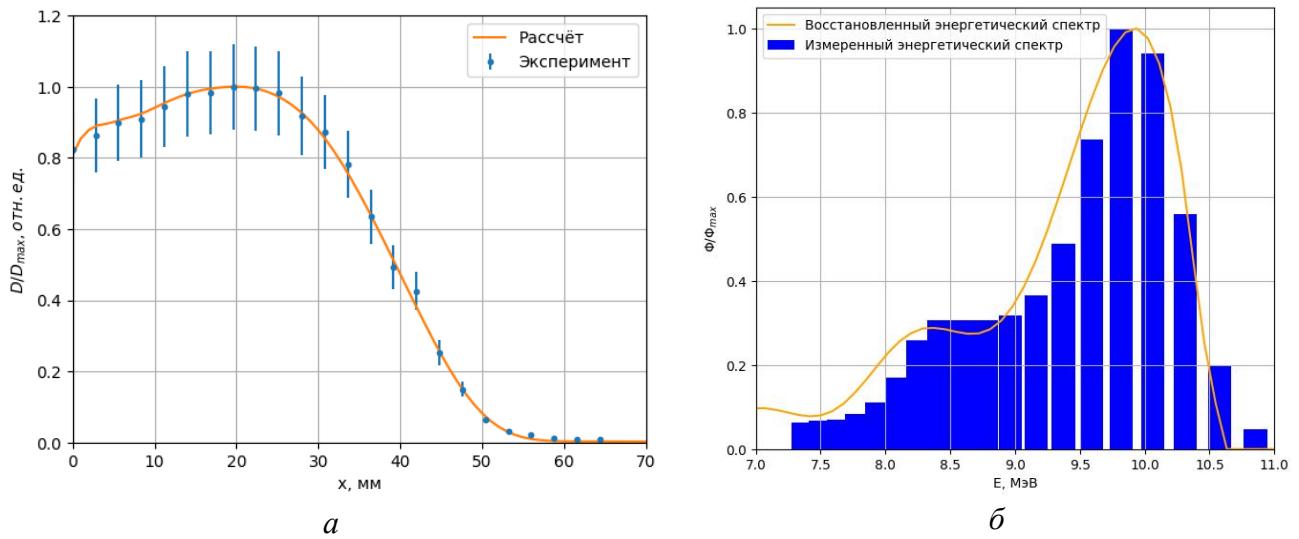


Рисунок 4.2 – (а) Экспериментально измеренное (синие точки) на ускорителе электронов УЭЛР-10-15-С и соответствующее восстановленному спектру (оранжевая кривая) глубинное дозовое распределение в PETG-пластике. (б)

Измеренный [73] (синие столбцы) и восстановленный по измеренным глубинным дозовым распределениям (оранжевая кривая) энергетический спектр пучка ускорителя электронов УЭЛР-10-15-С.

#### 4.4. Восстановление энергетического спектра ускорителя

##### Varian TrueBeam

На рис. 4.3 представлены экспериментально измеренные центрально-осевые распределения поглощенной дозы по глубине фантомов из «твёрдой воды» и алюминия, измеренные на медицинским ускорителе Varian TrueBeam, работающем в режимах 6 МэВ и 9 МэВ.

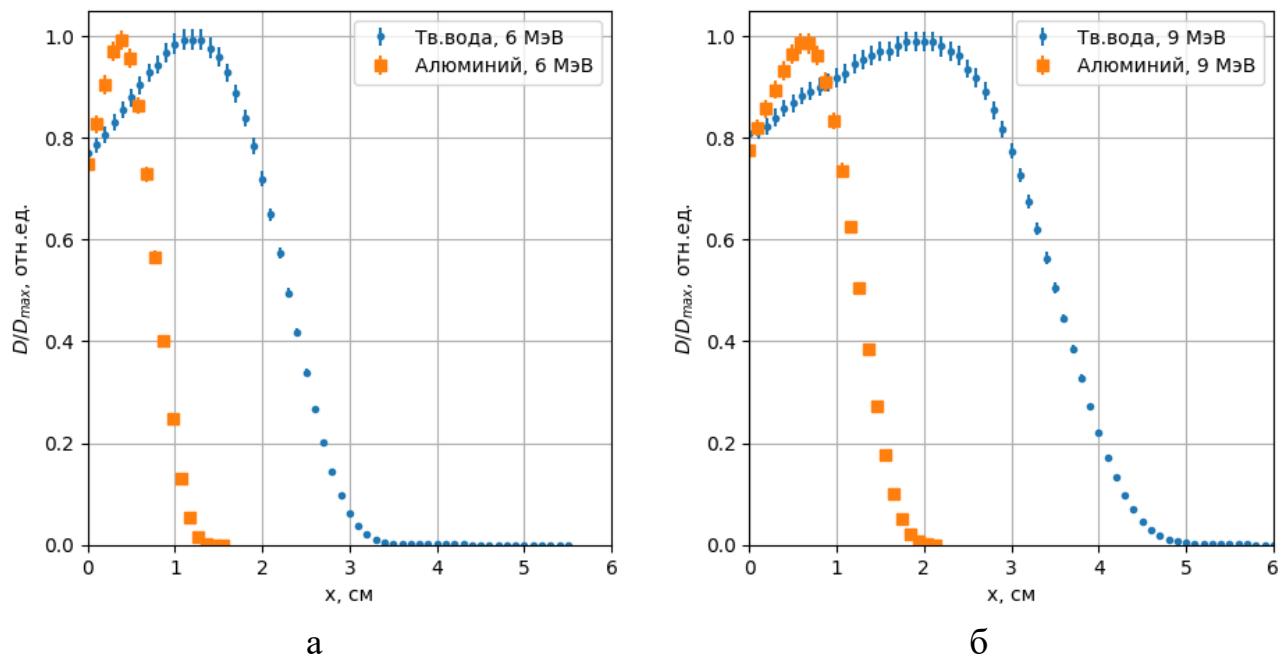


Рисунок 4.3 – Экспериментально измеренные на ускорителе Varian TrueBeam центрально-осевые распределения поглощенной дозы по глубине фантомов из «твёрдой воды» (а) и алюминия (б) для режимов работы ускорителя 6 МэВ (синие квадраты) и 9 МэВ (оранжевые треугольники)

На рис. 4.4б,г приведены энергетические спектры ускорителя электронов, восстановленные по центрально-осевым распределениям поглощенной дозы в фантомах из твердой воды и алюминия. На рис. 4.4а,в приведены соответствующие восстановленным спектрам центрально-осевые распределения поглощенной дозы.

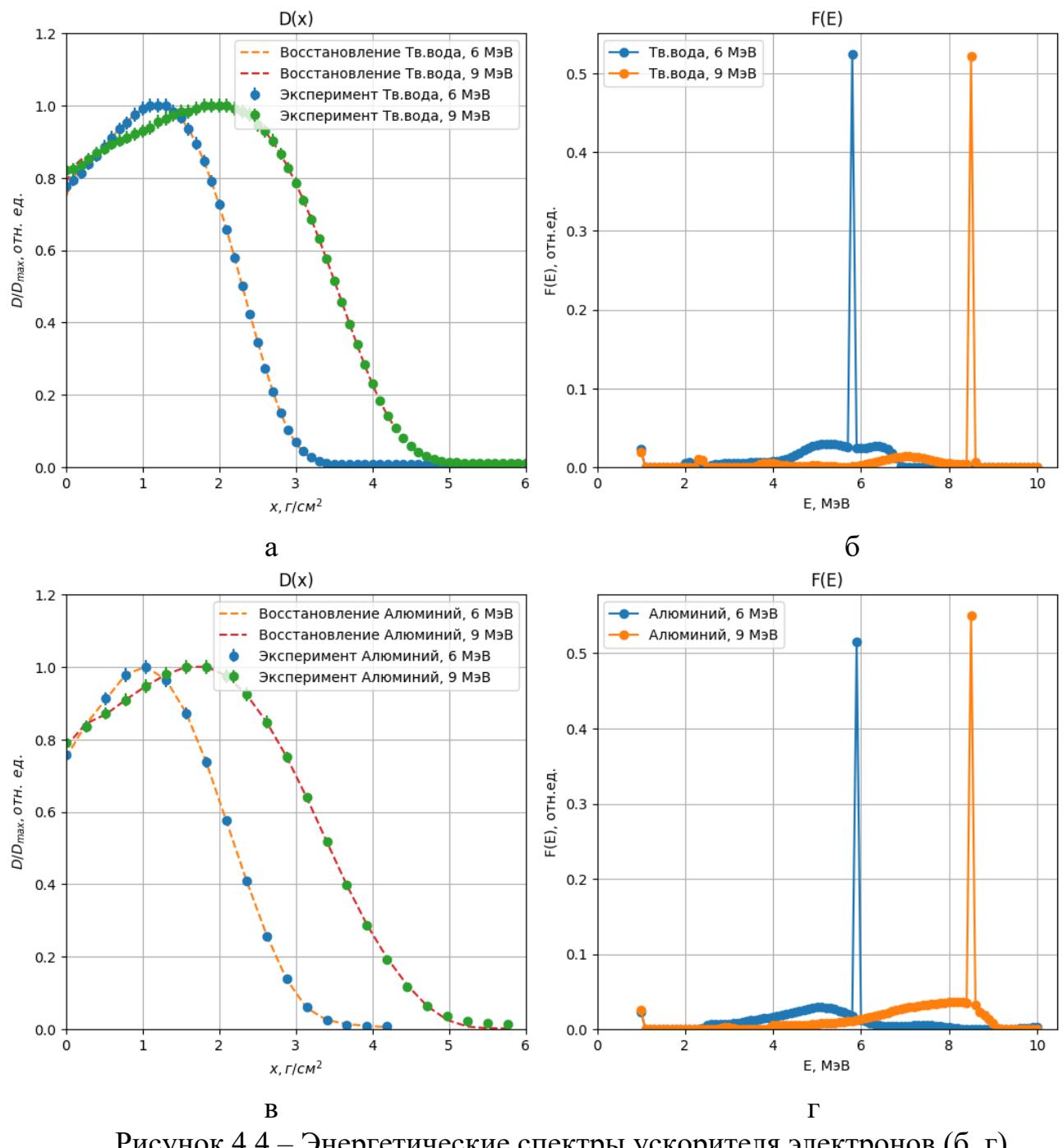


Рисунок 4.4 – Энергетические спектры ускорителя электронов (б, г),

восстановленные по центрально-осевым распределениям поглощенной дозы

в фантомах из «твёрдой воды» и алюминия (а, в).

Из рисунков видно, совпадение позиции пиков наиболее вероятной энергии в спектрах. В обоих спектрах основная компонента доминирует над поправочной, превосходя ее по амплитуде примерно в 10 раз. Параметры основной компоненты спектров, приведённые в таблице 4.1, отличаются менее чем на 0.1%. Распределения поглощенной дозы, соответствующие восстановленным спектрам,

воспроизводят экспериментально измеренные, отклоняясь от них в соответствующих точках не более чем на 2%.

**Таблица 4.1.** Параметры  $\mu$ ,  $\sigma$  основной компоненты восстановленных спектров.

Фантом	Режим работы ускорителя	$\mu$ , МэВ	$\sigma$ , МэВ
Алюминий	"6 МэВ"	5.95	0.01
«Твердая вода»	"6 МэВ"	5.90	0.01
Алюминий	"9 МэВ"	8.94	0.01
«Твердая вода»	"9 МэВ"	8.94	0.01

## ГЛАВА 5. МЕТОДИКА ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО ПЛАНИРОВАНИЯ РАДИАЦИОННОЙ ОБРАБОТКИ ОБЪЕКТОВ ПРОИЗВОЛЬНОЙ ФОРМЫ И ХИМИЧЕСКОГО СОСТАВА

В общем виде задачу дозиметрического планирования радиационной обработки можно объяснить следующим образом. В распоряжении специалиста находится объект, для которого известны или могут быть определены на месте основные физические и геометрические характеристики (масса, размеры, форма, усредненный химический состав), а также радиационно-техническая установка (РТУ) с известными параметрами: энергией излучения, током пучка, скоростью движения конвейера и так далее. Некоторые параметры РТУ могут варьироваться, некоторые параметры жестко фиксированы; в совокупности они образуют множество всех возможных режимов работы установки.

Для объекта задан технологический диапазон доз, в пределах которого его необходимо облучить. Подведение дозы ниже нижней границы этого диапазона не обеспечивает требуемого эффекта обработки, тогда как выход за верхнюю границу приводит к необратимым физико-химическим повреждениям объекта. В обоих случаях результат обработки является технологически неприемлемым.

Задача специалиста заключается в выборе такого режима работы радиационно-технической установки, который обеспечивает максимально однородное распределение поглощённой дозы в области интереса<sup>12</sup> при минимальном дозовом воздействии на остальной объём объекта.

Таким образом, задача дозиметрического планирования сводится к выбору одного режима работы радиационно-технической установки из множества всех допустимых, который при заданных ограничениях — технологическом диапазоне доз и массогабаритных характеристиках объекта — гарантирует достижение требуемого технологического эффекта при минимальных суммарных затратах. Либо сделать обоснованный вывод о невозможности реализации

---

<sup>12</sup> Областью интереса в зависимости от цели обработки может выступать как весь объём объекта (например, при облучении термоусаживающихся трубок), так и отдельные его участки (поверхность картофеля при облучении с целью ингибиования прорастания).

радиационной обработки при заданных условиях. Решение данной задачи можно разбить на два этапа:

1. расчет распределения поглощенной дозы по объему планируемого объекта как функции  $D(\vec{r}, \vec{p}, \Phi(E))$  от параметров  $\vec{p}$  работы РТУ с выделением энергетического спектра установки  $\Phi(E)$  в виде самостоятельного аргумента;
2. анализ множества всех достижимых вариантов обработки  $\{D(\vec{r}, \vec{p}, \Phi(E))\}$  и выбор единственного, обеспечивающего оптимальную обработку.

Первый этап, в свою очередь можно разбить ещё на несколько подзадач: восстановление энергетического спектра РТУ, если он не известен; расчет распределения относительной поглощенной дозы по объему планируемого объекта; расчет абсолютного значения дозы как функции от параметров работы РТУ. В итоге, дозиметрическое планирование в контексте радиационной обработки пучками ускоренных электронов может быть организовано в виде процесса, состоящего из четырех шагов (рис. 5.1):

1. восстановление энергетического спектра  $\Phi(E)$  ускоренных электронов по центрально-осевым глубинным дозовым распределениям;
2. расчет абсолютного значения поверхностной дозы как функции от параметров РТУ;
3. расчет распределения относительной поглощенной дозы по объему планируемого объекта с помощью методов Монте-Карло;
4. выбор оптимального режима обработки.

Далее рассмотрим каждый шаг, за исключением первого, подробнее.

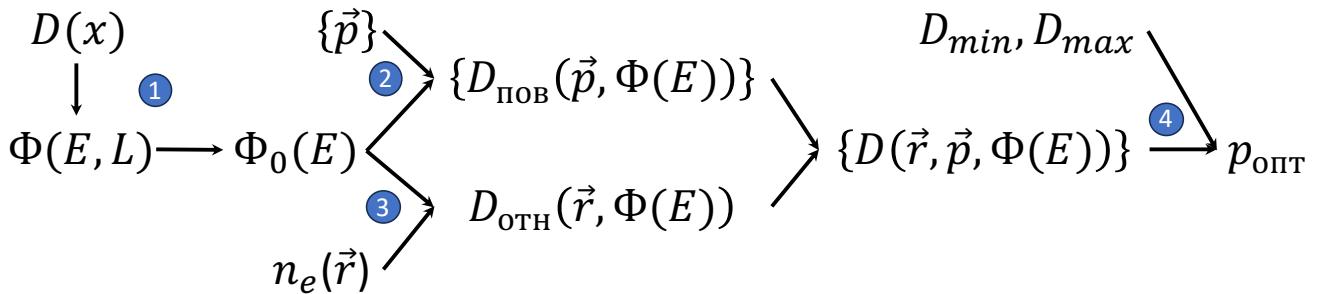


Рисунок 5.1 – Блок-схема планирования радиационной обработки для РТУ на базе ускорителей электронов. Здесь  $D(x)$  – экспериментально измеренное центрально-осевое глубинное дозовое распределение;  $\Phi(E)$  – энергетический спектр ускорителя электронов, восстановленный с помощью разработанного трёхэтапного метода;  $\{\vec{p}\}$  – множество всех реализуемых комбинаций параметров работы РТУ, таких как: импульсный ток пучка, длительность импульса, частота следования импульсов, ширина развертки пучка и скорость конвейера;  $n_e(\vec{r})$  – распределение электронной плотности в объеме объекта;  $\{D_{\text{пов}}(\vec{p}, \Phi(E))\}$  – множество значений поверхностной дозы, соответствующих параметрам  $\{\vec{p}\}$  и энергетическому спектру ускоренных электронов  $\Phi(E)$ ;  $D_{\text{отн}}(\vec{r}, \Phi(E))$  – распределение относительной поглощенной дозы по объему планируемого объекта, соответствующее спектру  $\Phi(E)$ ;  $\{D(\vec{r}, \vec{p}, \Phi(E))\}$  – множество распределений поглощенной дозы по объему планируемого объекта, соответствующее параметрам  $\{\vec{p}\}$  и энергетическому спектру  $\Phi(E)$ ;  $p_{\text{опт}}$  – комбинация параметров работы РТУ, обеспечивающая оптимальную радиационную обработку.  $D_{\min}, D_{\max}$  – минимальная и максимальная дозы в области интереса, соответственно.

### 5.1. Расчет поверхностной дозы как функции параметров работы радиационно-технической установки

Рассмотрим РТУ на базе ускорителя электронов с параметрами работы  $\vec{p} = \{I_{\text{имп}}, \Delta t_{\text{имп}}, F_{\text{имп}}, W, V_{\text{конв}}\}$ , где  $I_{\text{имп}}$  – импульсный ток пучка,  $\Delta t_{\text{имп}}$  – длительность импульса,  $F_{\text{имп}}$  – частота следования импульсов,  $W$  – ширина развертки пучка,  $V_{\text{конв}}$  – скорость подлучевой секции конвейера. Энергетический спектр  $\Phi(E)$  электронов ускорителя будем считать известным. Предположим также, что при сканировании

электроны равномерно распределяются по всей площади развертки,  $V_{\text{конв}}(t) = \text{const.}$

Удельная поверхностная доза, доставляемая объекту одним электроном, может быть выражена как:

$$D_{\text{пов}}^e = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta E}{\Delta m} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta E}{\rho S \Delta x} = -\frac{1}{\rho S} \frac{dE}{dx}, \quad (5.1)$$

где  $\Delta E$  – переданная электроном энергия, поглощенная в слое  $\Delta x$ ;  $\Delta m$  – масса поверхностного слоя  $\Delta x$ ;  $\rho$  – плотность облучаемого объекта;  $S$  – площадь облучаемой поверхности;  $-\frac{dE}{dx}$  – удельные потери энергии электроном.

Далее, исходя из предположения о равномерном распределении электронов по всей площади сканирования, поверхностная доза от одного импульса ускорителя электронов может быть выражена с использованием усреднения (5.1) по спектру  $\Phi(E)$  в виде:

$$D_{\text{пов}}^{\text{имп}} = \frac{I_{\text{имп}} \Delta t_{\text{имп}}}{e} \frac{1}{S} \int_0^{E_{\text{max}}} -\frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx}(E) \Phi(E) dE, \quad (5.2)$$

где  $\frac{I_{\text{имп}} \Delta t_{\text{имп}}}{e}$  – число электронов в одном импульсе,  $E_{\text{max}}$  – максимальная энергия в спектре  $\Phi(E)$ .

За время  $dt$  обрабатываемый объект пройдет путь  $dl$ , а на его поверхность упадет  $F_{\text{имп}} dt$  импульсов, доза от которых равномерно распределится по поверхности  $S = W dl = W V_{\text{конв}} dt$ . Тогда поверхностная доза составит:

$$\begin{aligned} D_{\text{пов}} = D_{\text{пов}}^{\text{имп}} F_{\text{имп}} dt &= \frac{I_{\text{имп}} \Delta t_{\text{имп}}}{e} \frac{F_{\text{имп}} dt}{W V_{\text{конв}} dt} \int_0^{E_{\text{max}}} -\frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx}(E) \Phi(E) dE = \\ &= \frac{I_{\text{имп}} \Delta t_{\text{имп}}}{e} \frac{F_{\text{имп}}}{W V_{\text{конв}}} \int_0^{E_{\text{max}}} -\frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx}(E) \Phi(E) dE \end{aligned} \quad (5.3)$$

Таким образом, зная поверхностную дозу, доступную для измерения в рамках рутинной промышленной дозиметрии с помощью радиохромных пленок, может быть рассчитана как функция  $D_{\text{пов}}(\vec{p}, \Phi(E))$  параметров  $\vec{p}$  работы РТУ и энергетического спектра ускоренных электронов  $\Phi(E)$ .

На рис. 5.2 приведены результаты экспериментальной проверки формулы (5.3) на ускорителе электронов Mevex MB 10-30 SC900 при фиксированных значениях тока и длительности импульса для трех значений ширины развертки пучка: 40, 50 и 60 см. Расчётные значения поверхностной дозы, полученные по формуле (5.3), хорошо согласуются с экспериментальными результатами, находясь в пределах погрешности измерений. Также стоит отметить, что коэффициент корреляции зависимости  $D_{\text{пов}}(1/V_{\text{конв}})$  составил не менее 0.979.

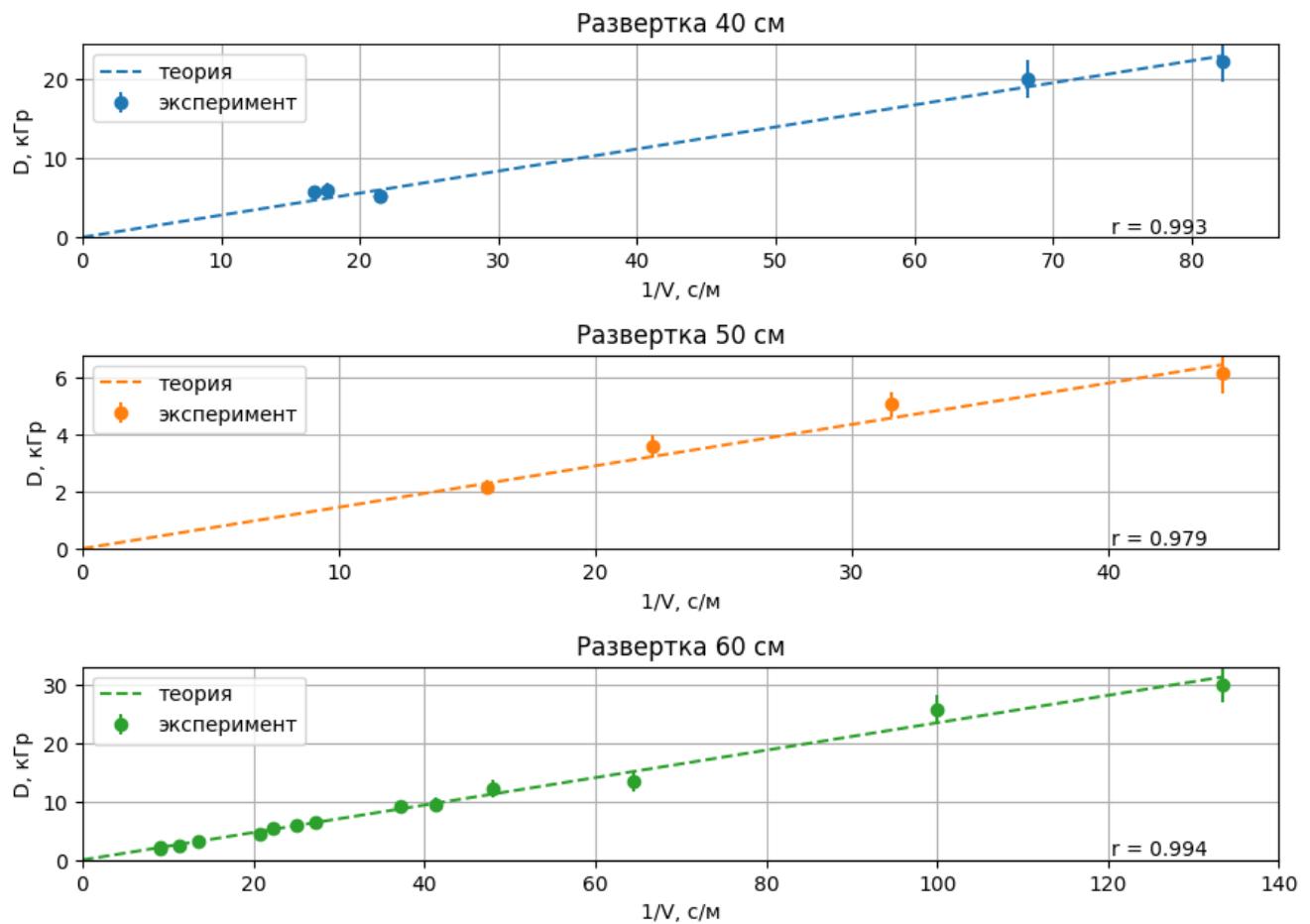


Рисунок 5.2 – Поверхностная доза, измеренная при разной скорости конвейера на ускорителе Mevex MB 10-30 SC900 при фиксированных значениях тока и длительности импульса для ширины развертки 40, 50 и 60 см; точками нанесены измеренные дозы, пунктиром – значения, рассчитанные по формуле (5.3).

## 5.2. Расчет распределения относительной поглощенной дозы по объему

Для расчета распределения относительной поглощенной дозы  $D_{\text{отн}}(\vec{r}, \Phi(E))$  по объему объектов произвольной формы и химического состава предлагается

использовать алгоритм, схематично изображенный на рис. 5.3. Входными данными служат энергетический спектр ускоренных электронов (если спектр не известен, предполагается его восстановление по экспериментально измеренным центрально-осевым распределениям поглощенной дозы), трёхмерная модель объекта (файл в формате «*obj*», «*ply*» либо «*stl*») и его химический состав. На основе переданных данных проводится компьютерное моделирование с использованием инструментария Geant4 для расчёта пространственного распределения дозы методом Монте-Карло. Объём объекта разбивается виртуальной сеткой на воксели, в каждом из которых регистрируется величина поглощенной дозы. Результат моделирования – трёхмерное дозовое распределение, нормированное на дозу в контрольной точке на поверхности объекта, значение которой может быть получено экспериментально.

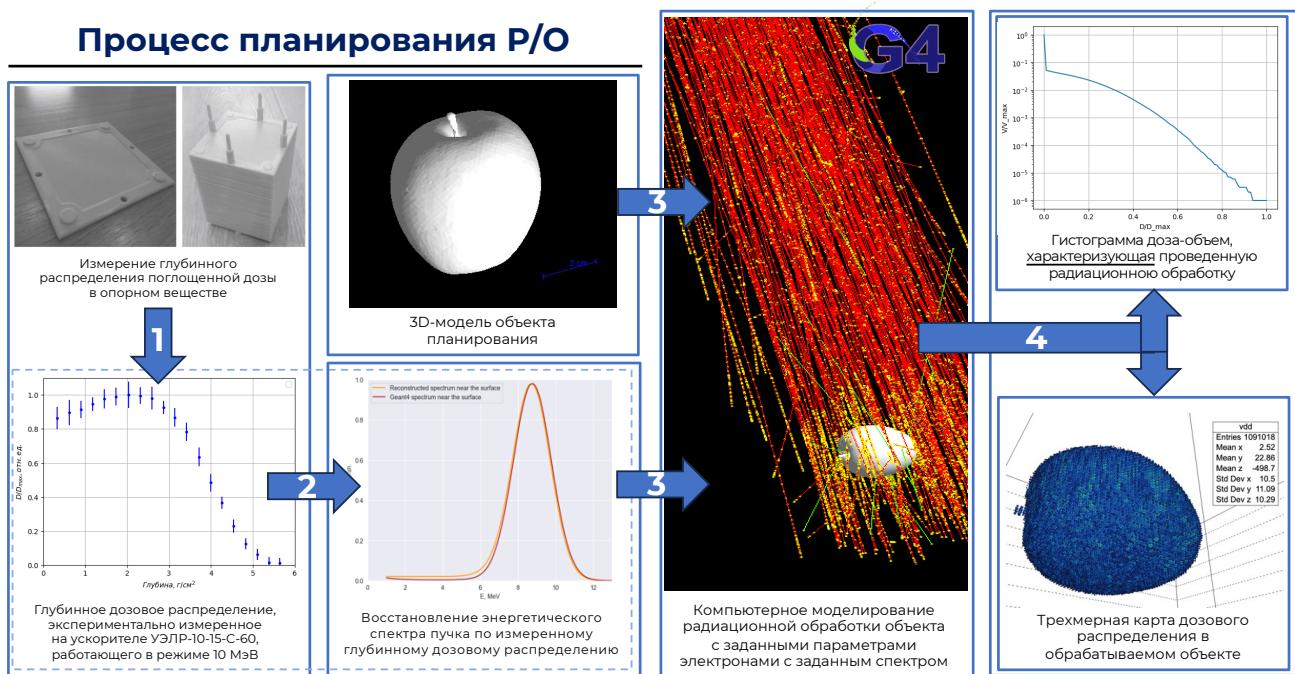


Рисунок 5.3 – Методика расчета распределения относительной поглощенной дозы по объему объектов произвольной формы и химического состава.

Верификация описанной методики была проведена также на ускорителе Mevex MB 10-30 SC900 в эксперименте по облучению термоусаживающихся трубок V1(k) 36/55×9-1400 и V1(4) 45/59×7-1400. На рис. 5.4, 5.5 приведено сравнение экспериментальных данных с результатами моделирования.

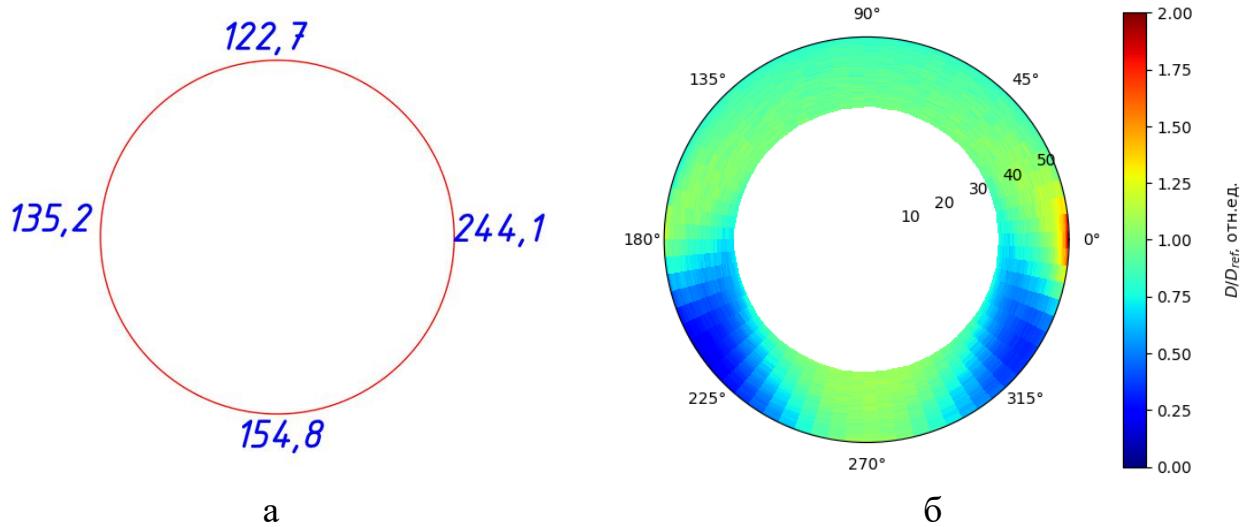


Рисунок 5.4 – (а) Измеренные значения поглощенной дозы в контрольных точках в эксперименте по облучению термоусаживающихся трубок V1(к) 36/55×9-1400; (б) распределение относительной поглощенной дозы в центральном срезе трубы, рассчитанное методом компьютерного моделирования с использованием инструментария Geant4.

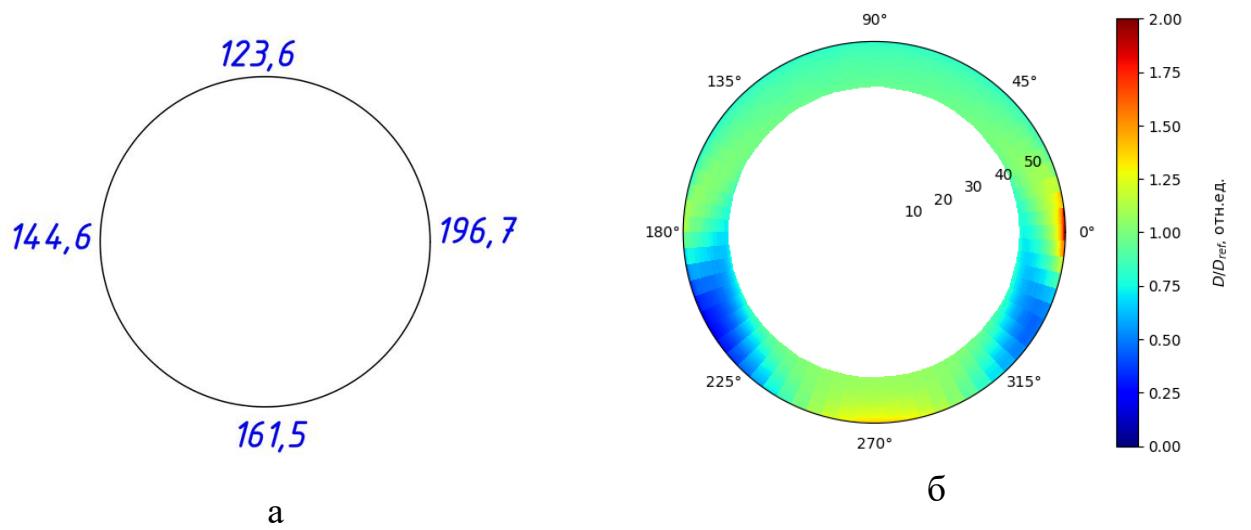


Рисунок 5.5 – (а) Измеренные значения поглощенной дозы в контрольных точках в эксперименте по облучению термоусаживающихся трубок V1(4) 45/59×7-1400; (б) распределение относительной поглощенной дозы в центральном срезе трубы, рассчитанное методом компьютерного моделирования с использованием инструментария Geant4.

Из рисунков видно, что экспериментальные измерения подтверждают полученные на этапе планирования предсказания: в области соприкосновения трубок возникает «горячая» область, в которой поглощенная доза в два раза больше поверхностной.

Таким образом, предлагаемый подход может эффективно использоваться для оценки однородности радиационной обработки.

### 5.3. Выбор оптимального режима обработки

Для выбора комбинации параметров работы РТУ  $p_{\text{опт}}$ , обеспечивающей оптимальную радиационную обработку, из множества всех реализуемых комбинаций параметров работы РТУ  $\{\vec{p}\}$ , которым соответствуют дозовые распределения  $\{D(\vec{r}, \vec{p}, \Phi(E))\}$ , целесообразно руководствоваться следующими критериями. Во-первых, во всех точках объекта доза обязана лежать в диапазоне от  $D_{\min}$  до  $D_{\max}$ , что формально выражается условием:

$$D_{\min} \leq D(\vec{r}, \vec{p}, \Phi(E)) = D_{\text{пов}}(\vec{p}, \Phi(E)) \cdot D_{\text{отн}}(\vec{r}, \Phi(E)) \leq D_{\max} \quad (5.4)$$

Во-вторых, среди параметров, удовлетворяющих дозовому ограничению, предпочтение следует отдавать тем, при которых потребляемая мощность минимальна. Это соответствует минимизации величины:

$$P \sim \frac{I_{\text{имп}} \Delta t}{e} F_{\text{имп}} dt \int_0^{E_{\max}} E \Phi(E) dE \rightarrow \min \quad (5.5)$$

Наконец, при прочих равных оптимальной считается конфигурация параметров, обеспечивающая максимальную скорость движения конвейера.

### 5.4. Повышение однородности обработки

Если в ходе планирования было установлено, что при заданных входных данных невозможно достичь необходимой однородности обработки, то можно воспользоваться так называемым методом «линейных комбинаций» [116]. Суть данного метода заключается в следующем. На пути пучка электронов попаременно размещаются алюминиевые пластины различной толщины. Проходя через пластины, электроны теряют часть своей энергии, из-за чего изменяются соответствующие им распределения поглощенной дозы (рис. 5.6) [109].

Это открывает возможность комбинировать распределения дозы прямо на производстве с целью их выравнивания на участках с недостаточной однородностью.

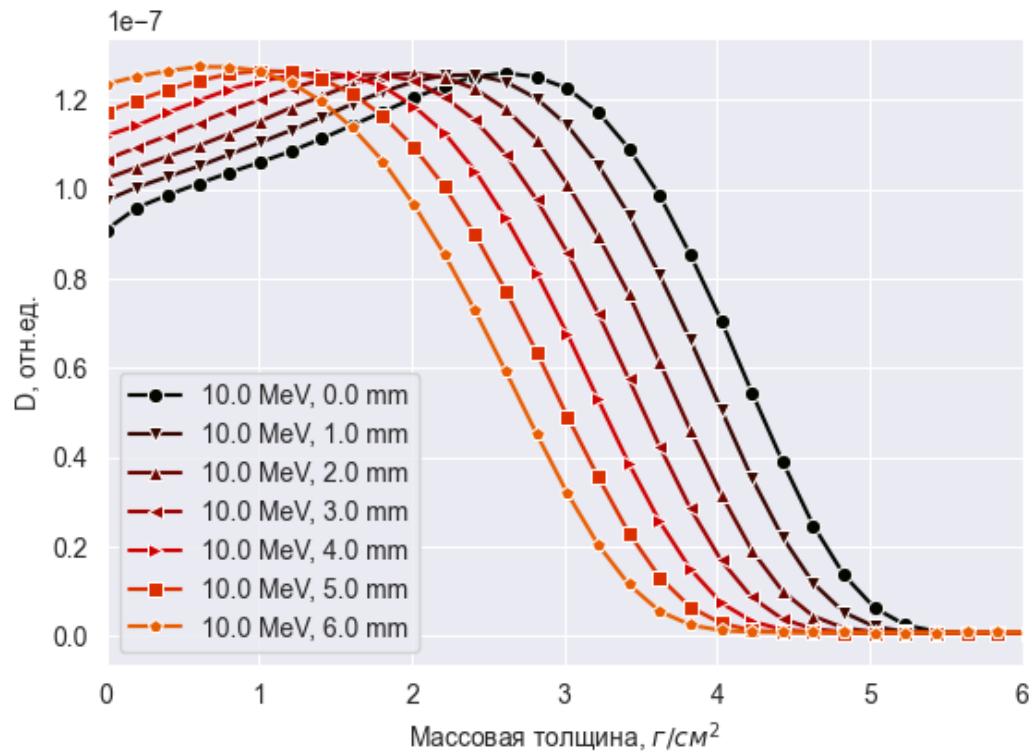


Рисунок 5.6 – Распределения поглощенной дозы по глубине водного фантома (расчет, инструментарий Geant4) от моноэнергетических электронов 10 МэВ при размещении на пути пучка алюминиевых пластин толщиной до 6 мм. «0 мм» соответствует облучению без размещения пластины.

Комбинация пластин, обеспечивающая оптимальное распределение поглощенной дозы, находится из минимизации невязки:

$$\left( \widehat{D}(\vec{r}) - \sum_i w_i D_i(\vec{r}) \right)^2 \rightarrow \min, \quad (5.6)$$

где  $\widehat{D}(\vec{r})$  – целевое («оптимальное») распределение поглощенной дозы;  $D_i(\vec{r})$  – опорные распределения поглощенной дозы, соответствующие различным толщинам алюминиевых пластин на пути пучка, в том числе «0 мм» (облучение без пластин);  $w_i$  – взвешивающие коэффициенты.

Для распределений поглощенной дозы по глубине была показана возможность достижения однородности более 90% для объектов массовой толщиной до  $3 \text{ г/см}^2$  при одностороннем облучении (рис. 5.7) и до  $8.5 \text{ г/см}^2$  при двустороннем (рис. 5.8).

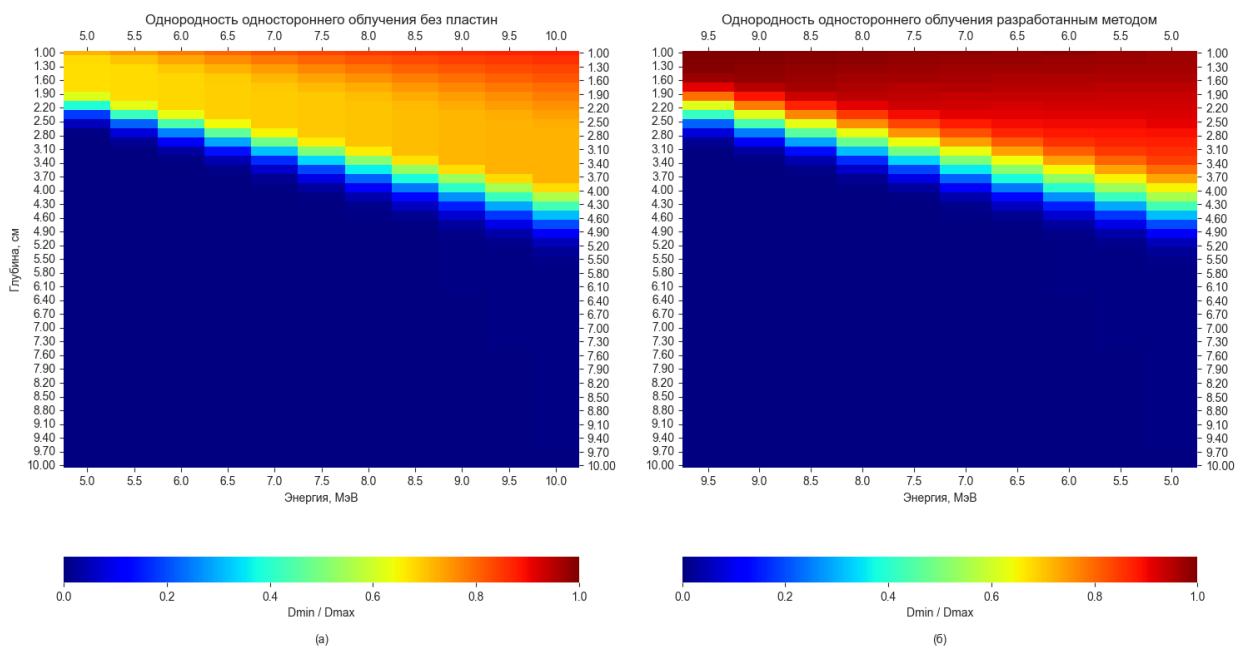


Рисунок 5.7 – Однородность распределения поглощенной дозы по глубине для объектов различной толщины при одностороннем облучении электронами с энергией до 10 МэВ (а) без размещения пластин и (б) с применением метода «линейных комбинаций».

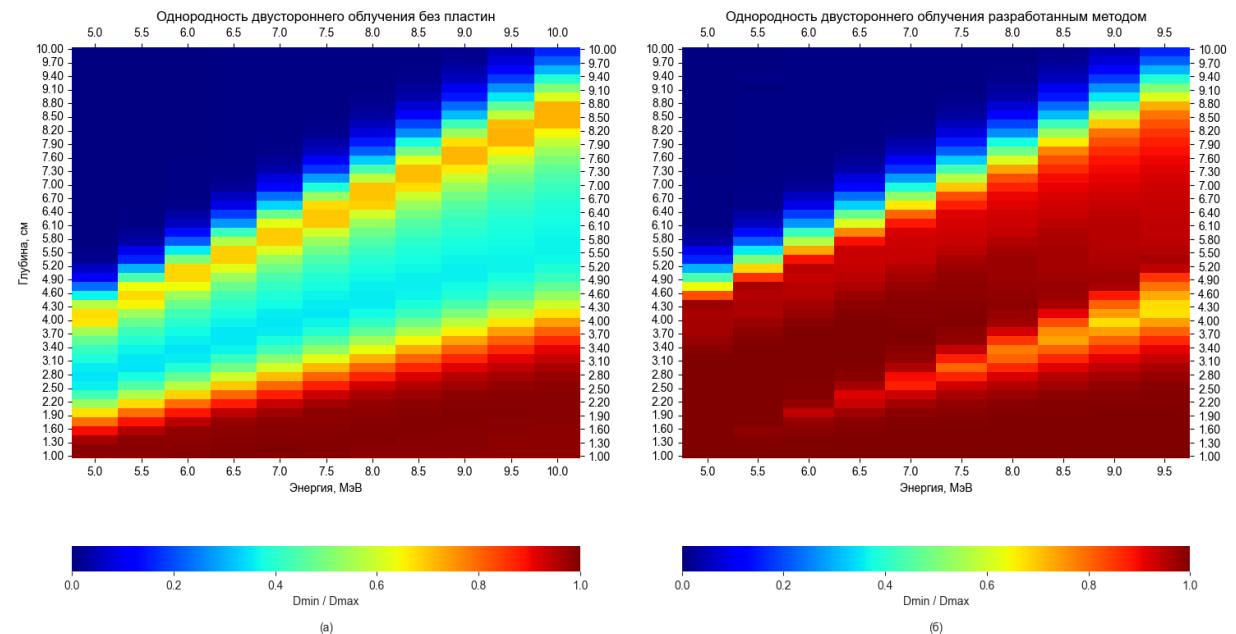


Рисунок 5.8 – Однородность распределения поглощенной дозы по глубине для объектов различной толщины при двустороннем облучении электронами с энергией до 10 МэВ (а) без размещения пластин и (б) с применением метода «линейных комбинаций».

## 5.5. Комплекс программ для дозиметрического планирования радиационной обработки

### 5.5.1. «DosePreview» для быстрого расчета распределений поглощенной дозы

Система «DosePreview» [80] предназначена для расчета распределений поглощенной дозы по глубине на основе заданного энергетического спектра ускоренных электронов. Высокая скорость вычислений достигается за счет работы с базой данных дозовых распределений от моноэнергетических электронов 0.1 – 20 МэВ, рассчитанных с использованием инструментария Geant4. «DosePreview» была верифицирована экспериментами на ускорителях электронов УЭЛР 10-15-С-60, ИЛУ-14 и Varian TrueBeam. Распределения дозы по глубине, рассчитанные «DosePreview» согласовывались в рамках погрешности с экспериментально измеренными значениями.

Пользовательский интерфейс «DosePreview» представлен на рис. 5.9. Он позволяет ввести энергетический спектр ускоренных электронов в виде пар «энергия – удельный вес» с помощью кнопки «Добавить строку», либо загрузить его в формате json. Кнопка «Построить PDD» рассчитывает распределение поглощенной дозы от спектра как взвешенную сумму от предварительно рассчитанных распределений.

Позднее система DosePreview была доработана до DosePreview3D (рис. 5.10), позволяющей автоматизировать процесс расчета трехмерных распределений поглощенной дозы по объему объектов наиболее распространенных в радиационной обработке форм. DosePreview3D позволяет задать пользователю массу, размеры, форму и химический состав объекта, загрузить энергетический спектр электронов или экспериментально измеренное распределение поглощенной дозы для его обратного восстановления. На основе введенных данных запускается компьютерное моделирование на основе Geant4.

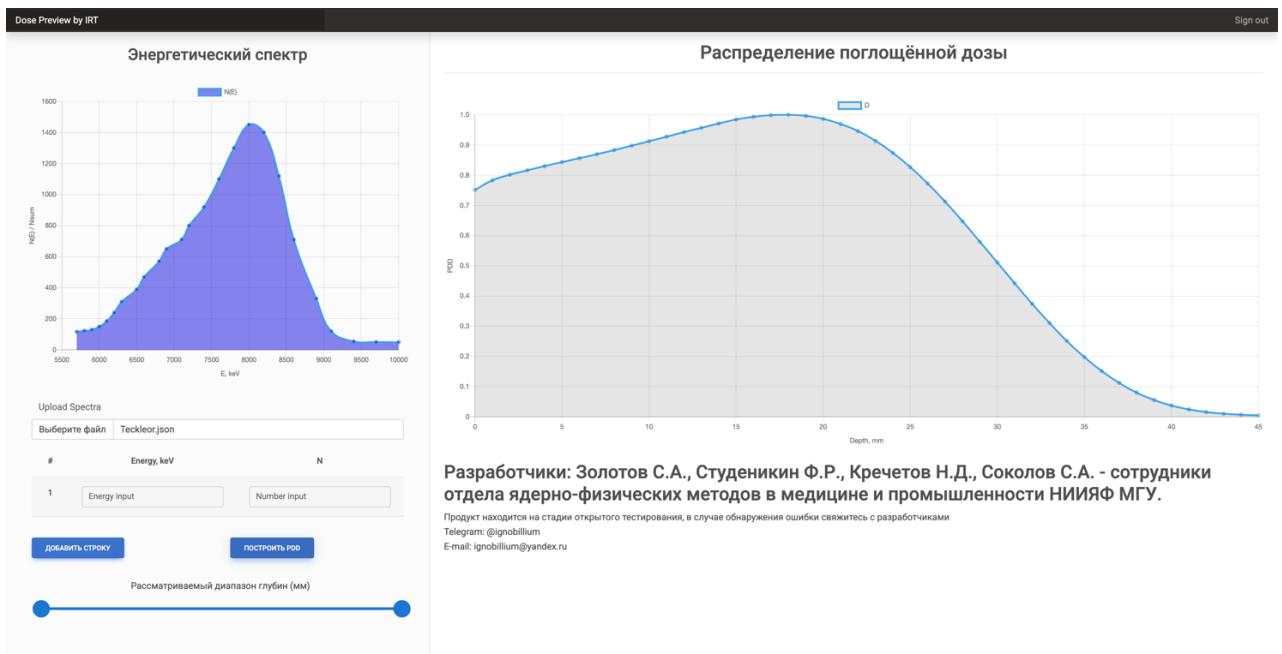


Рисунок 5.9 – Пользовательский интерфейс «DosePreview».

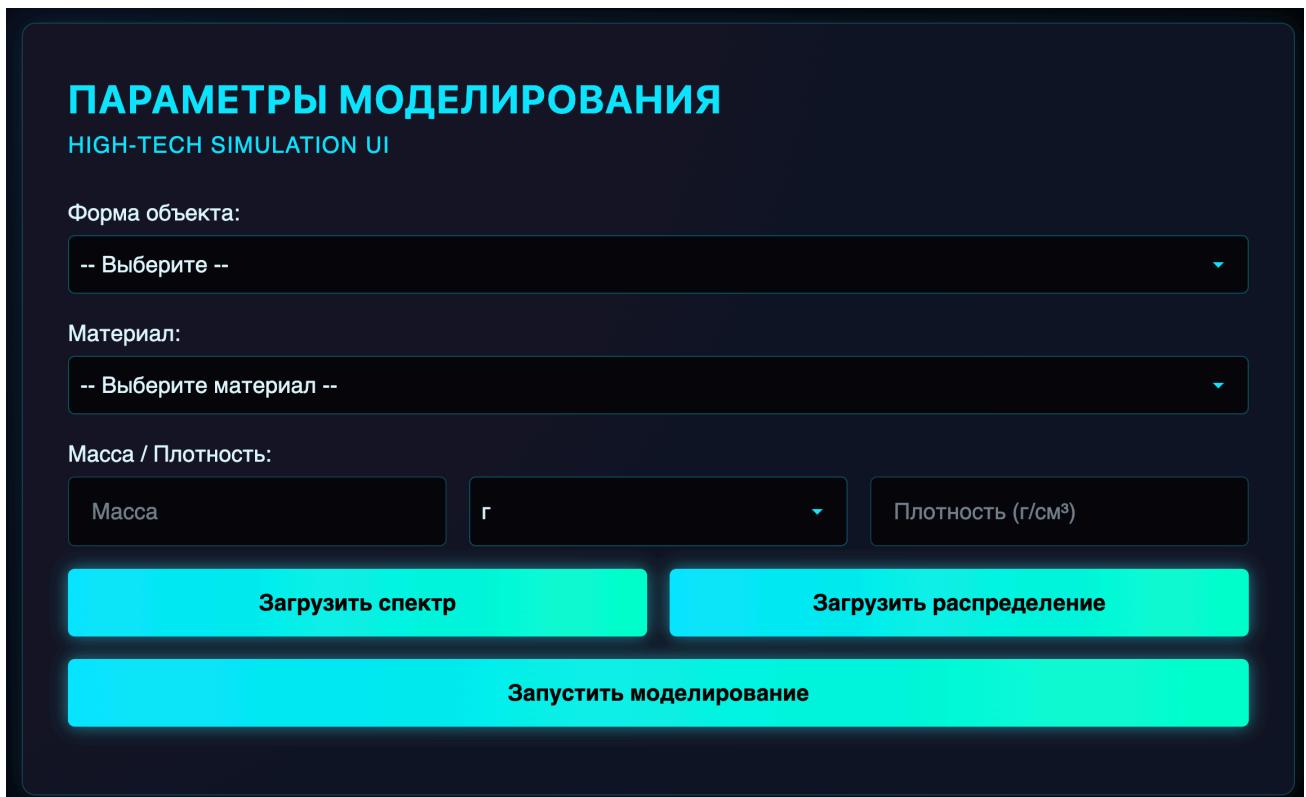


Рисунок 5.10 – Пользовательский интерфейс «DosePreview3D» для ввода данных.

По завершении вычислений пользователю открывается возможность исследования полученных трехмерных распределений дозы (рис. 5.11), визуализируемых DosePreview3D в виде набора двумерных срезов.

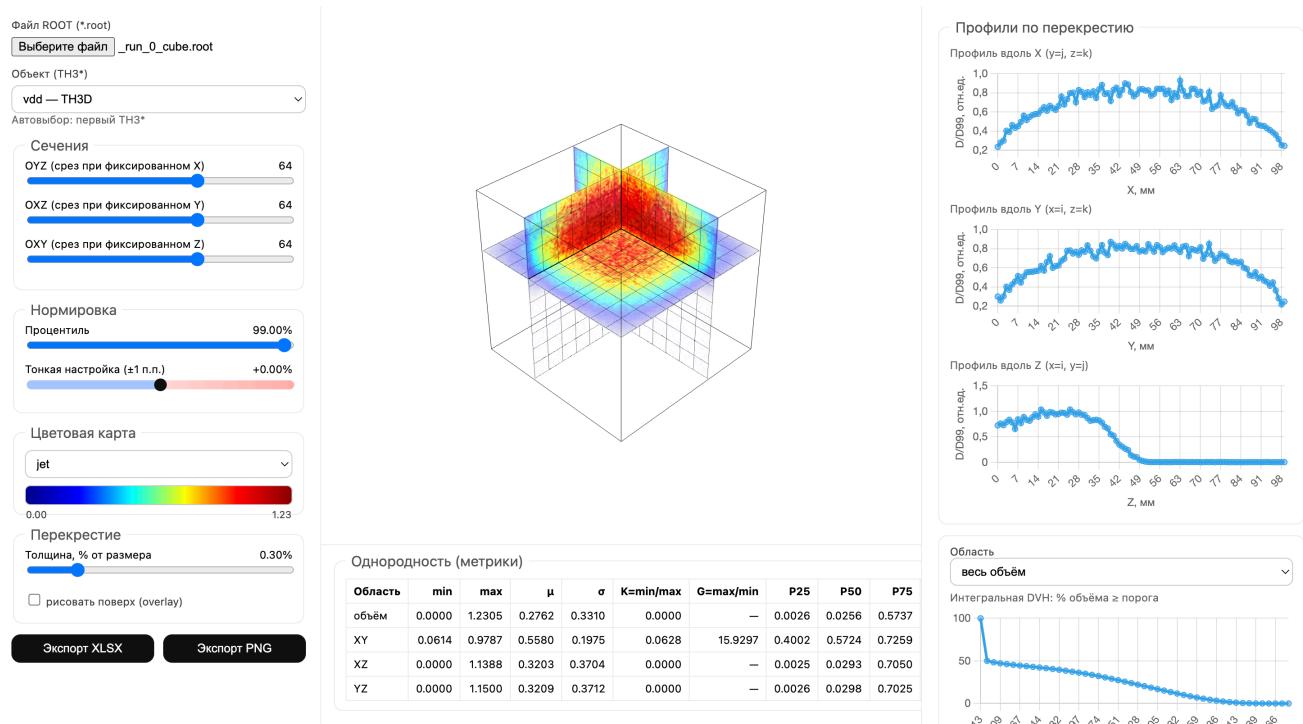


Рисунок 5.11 – Пользовательский интерфейс «DosePreview3D» для просмотра трехмерных дозовых распределений.

### 5.5.2. «Туя» для быстрого планирования обработки термоусаживающихся трубок

Система «Туя» была разработана для автоматизации построения Geant4-моделирований радиационной обработки термоусаживающихся трубок в различных укладках. Пользовательский интерфейс системы позволяет задать энергию электронов, массу трубок, их геометрические размеры (внутренний и внешний диаметр, длину) и укладку. На основе введенных данных автоматически создается Geant4-моделирование для расчета распределения дозы по объему трубок. Типичный рабочий процесс с использованием системы «Туя» представлен на рис. 5.12.

Система «Туя» прошла апробацию в центре промышленной радиационной обработки «Axenter» (г. Дубна) и была внедрена в его практику дозиметрического планирования термоусаживающихся трубок.

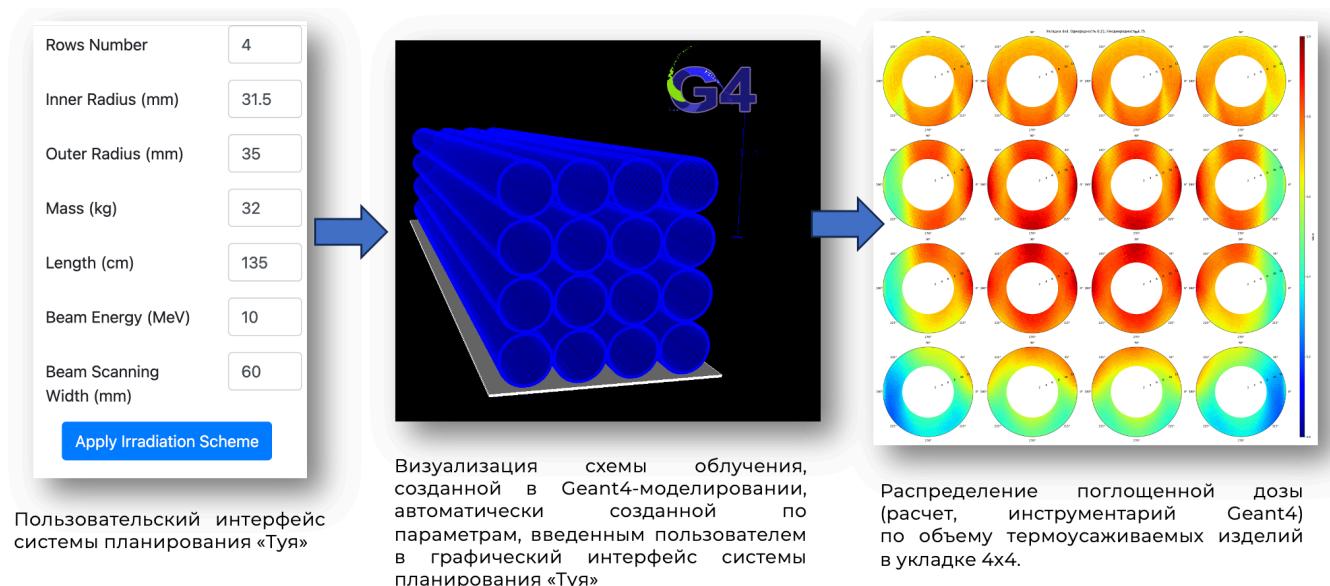


Рисунок 5.12 – Дозиметрическое планирование радиационной обработки термоусаживающихся трубок с использованием системы «Туя».

### 5.5.3. «Demetra» для расчета оптимальных параметров работы радиационно-технических установок

Система планирования «Demetra» (рис. 5.13) использует соотношения (5.3), (5.5) для расчета параметров работы РТУ на базе ускорителей электронов. В качестве входных данных служат массогабаритные характеристики объекта обработки и желаемая доза. На выходе пользователю возвращаются параметры РТУ, обеспечивающие оптимальную обработку. В системе предусмотрена возможность калибровки с учетом актуальных дозиметрических измерений. Также в Demetra реализован модуль «v4», рассчитывающий комбинацию алюминиевых пластин-модификаторов различной толщины для однородного облучения всего объекта.

Demetra by Industrial Radiation Technologies

Длина (см)	<input type="text"/>	Одно- / двустороннее облучение	<input type="text"/>
Ширина (см)	<input type="text"/>	Ширина развертки (см)	<input type="text"/>
Масса (кг)	<input type="text"/>	Энергия электронов (МэВ)	<input type="text"/>
Доза (Гр)	<input type="text"/>	Импульсный ток (А)	<input type="text"/>
РАССЧИТАТЬ ПАРАМЕТРЫ РТУ			
Доза-вход (Гр)	<input type="text"/>	Длительность импульса (мкс)	<input type="text"/>
Доза-центр (Гр)	<input type="text"/>	Частота следования импульсов (Гц)	<input type="text"/>
Доза-выход (Гр)	<input type="text"/>	Частота развертки (Гц)	<input type="text"/>
КАЛИБРОВАТЬ СХЕМУ ОБЛУЧЕНИЯ			
0 мм	<input type="text"/>	...	<input type="text"/>
9 мм	<input type="text"/>	...	<input type="text"/>
Ожидаемая однородность	<input type="text"/>	...	<input type="text"/>
РАССЧИТАТЬ КОМБИНАЦИЮ ПЛАСТИН			

Рисунок 5.13 – Пользовательский интерфейс системы «Demetra».

## 5.6. Резюме

Описанные в главе методики дозиметрического планирования радиационной обработки позволяют с высокой точностью рассчитывать распределения поглощенной дозы по объему объектов произвольной формы и химического состава. Помимо промышленных применений, описанные методики активно используются в научных исследованиях воздействия ионизирующего излучения на биологические объекты для планирования экспериментов [117–120].

Разработанные инструменты «DosePreview», «Туя» и «Demetra», в свою очередь, ускоряют и частично автоматизируют процесс планирования [121–123].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные результаты диссертационной работы заключаются в следующем:

1. Установлена зависимость изменения энергетического спектра ускоренных электронов по мере их распространения в воздухе для энергий до 25 МэВ и пути в воздухе до 140 см. Показано, что изменение спектра описывается интегральной свёрткой спектра источника с ядром, выражающимся через распределения Ландау. Полученное преобразование обладает полугрупповым свойством эволюционных операторов, что позволяет описывать изменение спектра на произвольном расстоянии как последовательное действие операторов для отдельных участков траектории.
2. Разработан и реализован метод восстановления энергетического спектра источника электронов по спектру, измеренному в произвольной точке на траектории пучка. Для решения обратной задачи использован метод SVD-разложения с фильтрацией малых сингулярных чисел, обеспечивающий устойчивость решения при зашумлении данных до 75%.
3. Предложен трёхэтапный метод восстановления энергетического спектра ускорителя электронов по центрально-осевым глубинным дозовым распределениям, измеренным в промышленных и клинических фантомах. Метод обеспечивает устойчивость формы восстановленного спектра относительно параметра регуляризации в методе А.Н. Тихонова и позволяет восстанавливать спектр с шагом 0.1 МэВ и погрешностью не более 5%.
4. Экспериментальная проверка разработанных методов показала согласие восстановленных энергетических спектров с экспериментально измеренными в пределах 5%.
5. Теоретические результаты, полученные в ходе исследования, положены в основу систем дозиметрического планирования радиационной обработки «Demetra» и «DosePreview». Системы прошли экспериментальную проверку и внедрены в практику дозиметрического планирования в центре промышленной радиационной обработки «Axenter» (г. Дубна).

## **БЛАГОДАРНОСТЬ**

Автор искренне благодарит свою семью, друзей и близких за любовь и всестороннюю поддержку.

Автор выражает глубокую признательность своим наставникам: научному руководителю, профессору А.П. Черняеву и У.А. Близнюк за критические замечания, советы, поддержку на всех этапах выполнения работы и хорошую школу жизни.

Автор хочет поблагодарить коллектив Кафедры физики ускорителей и радиационной медицины Физического факультета и Отдела ядерно-физических методов в медицине и промышленности НИИЯФ МГУ за теплую атмосферу, в которую хочется возвращаться. Отдельно хочется поблагодарить П.Ю. Борщеговскую, В.С. Ипатову, Я.В. Зубрицкую М.Д. Сиомаша, Ф.Р. Студеникина, Д.А. Юсюка и А.А. Щербакова, с которыми мы прошли огромный путь вместе.

Особая благодарность моему другу и коллеге А.Д. Никитченко за консультации в области математики и численных методов.

Автор выражает признательность старшему научному сотруднику отдела ядерных реакций НИИЯФ МГУ Л.И. Галаниной за консультации и конструктивные замечания на финальных этапах выполнения данной работы.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Pikaev A. K. Current state of radiation processing // Russian Chemical Reviews. 1995. Т. 64, № 6. С. 569–598.
2. Черняев А. П. и др. Перспективы развития радиационных технологий в России // Ядерная физика. 2019. Т. 82, № 05. С. 425–439.
3. Розанов В. В. и др. МОДЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ В КОСТНОМ ИМПЛАНТАТЕ В ПРОЦЕССЕ РАДИАЦИОННОЙ СТЕРИЛИЗАЦИИ // Известия Российской академии наук. Серия физическая. The Russian Academy of Sciences, 2022. Т. 86. С. 1099–1103.
4. De Lauretis A. и др. Balancing sterilization and functional properties in Poloxamer 407 hydrogels: comparing heat and radiation techniques // Regen Biomater. Oxford University Press, 2025. Т. 12.
5. Османов В. К. Инженерная энзимология: учебно-методическое пособие. Нижний Новгород: Приволжский исследовательский медицинский университет, 2014. 68 с.
6. Malyuga A. A. и др. The effect of accelerated electrons with an energy of 1 MeV on the growth of agricultural plants pathogens // Bulletin of NSAU (Novosibirsk State Agrarian University). 2025. № 1. С. 47–58.
7. Chulikova N. S. и др. Radiation Processing of Seed Potatoes as a Method for Suppressing Various Forms of Rhizoctonia in New Crop Tubers // Russ Agric Sci. 2023. Т. 49, № S1. С. S104–S112.
8. Ipatova V. S. и др. Monitoring of the Concentration of Volatile Organic Compounds in Beef Meat after Radiation Processing with Accelerated Electrons // Inorganic Materials. 2024. Т. 60, № 3. С. 292–303.
9. Черняев А. П. и др. ЭФФЕКТИВНОСТЬ ВОЗДЕЙСТВИЯ УСКОРЕННЫХ ЭЛЕКТРОНОВ С ЭНЕРГИЕЙ 1 МЭВ НА МИКРОБИОЛОГИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ ОХЛАЖДЕННОЙ ФОРЕЛИ // НАУКОЕМКИЕ ТЕХНОЛОГИИ. 2020. Т. 21, № 7. С. 37–45.
10. Bliznyuk U. A. и др. Monitoring the concentration of aldehydes in chicken meat during the storage period after treatment by accelerated electrons // Industrial laboratory. Diagnostics of materials. 2022. Т. 88, № 10. С. 13–19.
11. Черняев А. П. РАДИАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ. Москва: Издательство Московского Университета, 2019. 233 с.
12. Любомудров А. П., Золотов С. А. ВЛИЯНИЕ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО СПЕКТРА ПУЧКА ЭЛЕКТРОНОВ НА РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ОБЛУЧАЕМЫХ ОБЪЕКТАХ РАЗЛИЧНОЙ ГЕОМЕТРИИ // XXXI Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам «Ломоносов-2024». Москва, 2024. С. 906–906.
13. Chmielewski A. G., Haji-Saeid M. Radiation technologies: past, present and future // Radiation Physics and Chemistry. 2004. Т. 71, № 1–2. С. 17–21.
14. Praveen C. и др. Electron Beam and X-ray Technologies in Agriculture and Food Processing: A Viable Alternative to Cobalt-60 // Health Phys. 2025. Т. 129, № 3. С. 160–173.
15. IAEA - International Atomic Energy Agency. IAEA: South-South & Triangular Cooperation Featured Partner [Электронный ресурс] // IAEA: South-South & Triangular Cooperation Featured Partner.
16. Международное агентство по атомной энергии. Ежегодный доклад МАГАТЭ за 2013 год. 2013. 145 с.
17. Bruhn F. и др. Prospects and achievements of the IAEA technical cooperation programme in the 21st century. Overview and future prospects. 2024. 86 с.
18. Государственная корпорация по атомной энергии «Росатом». Публичный отчет за 2024 год [Электронный ресурс] // Государственная корпорация по атомной энергии «Росатом». 2024. URL: [https://report.rosatom.ru/go/rosatom/go\\_rosatom\\_2024/rosatom\\_2024\\_ru.pdf](https://report.rosatom.ru/go/rosatom/go_rosatom_2024/rosatom_2024_ru.pdf) (дата обращения: 11.11.2025).
19. International Atomic Energy Agency. IAEA GC(65)/INF/4. Nuclear Technology Review 2022. Report by the Director General. 2022.

20. Country Nuclear Power Profiles. Russian Federation [Электронный ресурс] // IAEA: Country Nuclear Power Profiles. 2021. URL: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/CNPP-2021/countryprofiles/Russia/Russia.htm> (дата обращения: 11.11.2025).
21. Черняев А. П. и др. Современное состояние, задачи и перспективы использования источников ионизирующих излучений в россии // Ядерная физика. 2025. Т. 85, № 1. С. 124–136.
22. Rosenblatt E. и др. Optimal radiotherapy utilisation rate in developing countries: An IAEA study // Radiotherapy and Oncology. 2015. Т. 116, № 1. С. 35–37.
23. Sarria G. R. и др. Radiotherapy and cancer status in Latin America: economic analysis of investment opportunities up to 2030 // Lancet Oncol. Elsevier BV, 2022. Т. 23. С. S5.
24. Thariat J. и др. Radiotherapy for non-cancer diseases: benefits and long-term risks // Int J Radiat Biol. 2024. Т. 100, № 4. С. 505–526.
25. Seegenschmiedt M. H., Micke O., Muecke R. Radiotherapy for non-malignant disorders: state of the art and update of the evidence-based practice guidelines // Br J Radiol. 2015. Т. 88, № 1051. С. 20150080.
26. Torres Royo L. и др. Low-Dose radiation therapy for benign pathologies // Reports of Practical Oncology & Radiotherapy. 2020. Т. 25, № 2. С. 250–254.
27. Chojnowski M. M., Felis-Giemza A., Kobylecka M. Radionuclide synovectomy – essentials for rheumatologists // Rheumatology. 2016. Т. 54, № 3. С. 108–116.
28. Ćwikła J. и др. Radiosynowektomia w chorobach reumatycznych // J Ultrason. 2014. Т. 14, № 58. С. 241–251.
29. Dash A., Das T. Radiation Synovectomy: An Enticing Treatment Option for Inflammatory Joint Pain // Pain Res Manag. 2025. Т. 2025, № 1.
30. Kondziolka D. и др. Gamma Knife stereotactic radiosurgery for idiopathic trigeminal neuralgia // J Neurosurg. 2010. Т. 112, № 4. С. 758–765.
31. Marchetti M. и др. Radiosurgery for trigeminal neuralgia: the state of art // Neurological Sciences. 2019. Т. 40, № S1. С. 153–157.
32. Zhu Z.-Y. и др. Stereotactic radiosurgery alone for brain arteriovenous malformations: a single-institute experience // BMC Neurol. 2024. Т. 24, № 1. С. 368.
33. Koga T. и др. Long-term Outcomes of Stereotactic Radiosurgery for Arteriovenous Malformations in the Thalamus // Neurosurgery. 2010. Т. 67, № 2. С. 398–403.
34. Jiang S. J. и др. Stereotactic Arrhythmia Radiotherapy (STAR) vs. Repeat Catheter Ablation for High-Risk Refractory Ventricular Tachycardia: 3-Year Safety and Efficacy Outcomes. San Francisco, 2025.
35. Volpato G. и др. Safety and Efficacy of Stereotactic Arrhythmia Radioablation for the Treatment of Ventricular Tachycardia: A Systematic Review // Front Cardiovasc Med. 2022. Т. 9.
36. Kawamura M. и др. Stereotactic arrhythmia radioablation for ventricular tachycardia: a review of clinical trials and emerging roles of imaging // J Radiat Res. 2025. Т. 66, № 1. С. 1–9.
37. McGonigal A. и др. Radiosurgery for epilepsy: Systematic review and International Stereotactic Radiosurgery Society (ISRS) practice guideline // Epilepsy Res. 2017. Т. 137. С. 123–131.
38. Dejonckheere C. S. и др. Fractionated stereotactic radiotherapy in people with drug-resistant focal epilepsy: first-in-human experience with a healthy tissue-preserving dose-fractionation concept // Front Neurol. 2025. Т. 16.
39. Агапов А., Гаевский В. ЕЖЕНЕДЕЛЬНИК ОБЪЕДИНЕНОГО ИНСТИТУТА ЯДЕРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ // На пучке первого ускорителя Дубны 50 лет назад на протонном пучке синхроциклотрона Объединенного института ядерных исследований был облучен первый пациент. Дубна, 2017. С. 6–8.
40. Агапов А. В. и др. 50 ЛЕТ СО ДНЯ ОБЛУЧЕНИЯ ПЕРВОГО ПАЦИЕНТА ПРОТОННЫМ ПУЧКОМ В ОБЪЕДИНЕНОМ ИНСТИТУТЕ ЯДЕРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ (ДУБНА) // МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА. 2017. Т. 4, № 76. С. 121–125.
41. Khoroshkov V. History and Prospects of Proton Therapy // Medical Radiology and radiation safety. 2019. Т. 64, № 2. С. 52–60.

42. Elekta marks two millionth patient treated with Leksell Gamma Knife radiosurgery [Электронный ресурс] // Elekta Homepage. 2025. URL: <https://ir.elekta.com/investors/press-releases/2025/elekta-marks-two-millionth-patient-treated-with-leksell-gamma-knife-radiosurgery/> (дата обращения: 11.11.2025).
43. Mitrasinovic S. и др. Milestones in stereotactic radiosurgery for the central nervous system // Journal of Clinical Neuroscience. 2019. Т. 59. С. 12–19.
44. Черняев А. П., Лыкова Е. Н., Борщеговская П. Ю. Радиационная медицинская физика. 2023.
45. Zhang S. и др. Radiopharmaceuticals and their applications in medicine // Signal Transduct Target Ther. 2025. Т. 10, № 1. С. 1.
46. Handkiewicz-Junak D. и др. EANM guidelines for radionuclide therapy of bone metastases with beta-emitting radionuclides // Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2018. Т. 45, № 5. С. 846–859.
47. Sharma S. и др. Comparative Therapeutic Efficacy of 153Sm-EDTMP and 177Lu-EDTMP for Bone Pain Palliation in Patients with Skeletal Metastases: Patients' Pain Score Analysis and Personalized Dosimetry // Front Med (Lausanne). 2017. Т. 4.
48. Zhrebchevsky V. I. и др. Modern technologies to produce radionuclides for nuclear medicine // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2023. Т. 87, № 8. С. 1198–1209.
49. TALAL H. PRODUCTION OF Mo-99/Tc-99m VIA PHOTONEUTRON REACTION USING NATURAL MOLYBDENUM. College Station, Texas: Texas A&M University, 2017.
50. Rasulova F. A. и др. Photonuclear reactions on stable isotopes of molybdenum at bremsstrahlung endpoint energies of 10–23 MeV // Phys Rev C. 2025. Т. 111, № 2. С. 024604.
51. Фурсова Н. Ю. и др. Теоретические расчеты наработки 161 Tb на изотопах диспрозия // ВМУ. Серия 3. ФИЗИКА. АСТРОНОМИЯ. 2025. Т. 80, № 4. С. 2540201.
52. Rasulova F. и др. Photonuclear Reactions on Natural Mixture of Selenium // Nuclei Experiment. 2023. Т. 86, № 5. С. 724–734.
53. Custódio C. de A. и др. STUDY OF THE TECHNICAL FEASIBILITY OF PRODUCING At-211 IN CYCLOTRON TYPE PARTICLE ACCELERATORS // International Journal of Health Science. 2024. Т. 4, № 31. С. 2–5.
54. Poriadina O. V. и др. Photonuclear reactions on mercury isotopes // Nucl Phys A. 2025. Т. 1063. С. 123206.
55. Zheltonozhskaya M. V. и др. Studies of Yields of ( $\gamma$ , xn) Reactions on Natural Iridium at the Bremsstrahlung End-Point Energy of 55 MeV // Physics of Atomic Nuclei. 2024. Т. 87, № S2. С. S386–S391.
56. Zheltonozhskaya M. V. и др. 89Zr production with electron accelerators by irradiating molybdenum // Radiation Physics and Chemistry. 2024. Т. 224. С. 112082.
57. Wang Y. и др. Production Review of Accelerator-Based Medical Isotopes // Molecules. MDPI, 2022. Т. 27, № 16.
58. SCHUBERT H. и др. Production of medical radioisotopes via photonuclear reactions: review of candidates and opportunities for the planned radioactive ion facility at IFIN-HH // Rom Rep Phys. 2024. Т. 76, № 2. С. 203–203.
59. Бекман И. Н. Радиационная и ядерная медицина: физические и химические аспекты. Радиохимия. Том 7. Москва: Мархотин П.Ю., 2012.
60. Алиев Р. А. и др. РАДИОИЗОТОПЫ РЕНИЯ – ПОЛУЧЕНИЕ, СВОЙСТВА И НАПРАВЛЕННАЯ ДОСТАВКА С ПОМОЩЬЮ НАНОСТРУКТУР // Российские нанотехнологии. 2020. Т. 15, № 4. С. 451–460.
61. Re-188 [Электронный ресурс] // Ядерная физика в интернете. URL: <http://nuclphys.sinp.msu.ru/ecology/ri/e032.htm?ysclid=mjg70r72hw173430364> (дата обращения: 11.11.2025).
62. Batranin A. V. и др. Design of the X-Ray Micro-CT Scanner TOLMI-150-10 and its Perspective Application in Non-Destructive Evaluation // Applied Mechanics and Materials. 2013. Т. 379. С. 3–10.

63. Chernyaev A. P. и др. Radiation Technologies for the Treatment of Biological Objects (REVIEW) // Vestnik Moskovskogo Universiteta, Seriya 3: Fizika, Astronomiya. 2025. Т. 80, № 3, 2025. С. 2530201.
64. Близнюк У. А. Новые подходы к развитию методов радиационной обработки биологических объектов: Диссертация на соискание ученой степени доктора физико-математических наук. Москва: МГУ имени М.В. Ломоносова, 2024.
65. IAEA. IAEA TRS 481 Manual of good practice in food irradiation. Vienna, 2015. 104 с.
66. Allison J. и др. Recent developments in GEANT4 // Nucl Instrum Methods Phys Res A. Elsevier B.V., 2016. Т. 835. С. 186–225.
67. Agostinelli S. и др. GEANT4 - A simulation toolkit // Nucl Instrum Methods Phys Res A. Elsevier B.V., 2003. Т. 506, № 3. С. 250–303.
68. Carrier J.-F. и др. Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics // Med Phys. 2004. Т. 31, № 3. С. 484–492.
69. Allison J. и др. Geant4 developments and applications // IEEE Trans Nucl Sci. 2006. Т. 53, № 1. С. 270–278.
70. Incerti S., Ivanchenko V., Novak M. Recent progress of Geant4 electromagnetic physics for calorimeter simulation // Journal of Instrumentation. 2018. Т. 13, № 02. С. C02054–C02054.
71. Geant4 Collaboration. Reference Physics Lists [Электронный ресурс] // Geant4 Homepage. URL: [https://geant4.web.cern.ch/documentation/dev/plg\\_html/PhysicsListGuide/reference\\_PL/index.html](https://geant4.web.cern.ch/documentation/dev/plg_html/PhysicsListGuide/reference_PL/index.html) (дата обращения: 11.11.2025).
72. de la Vega J. M. и др. Obtaining the intrinsic electron spectrum of linear accelerators using the relation between the current of the bending magnet and the absorbed dose in water // Radiotherapy and Oncology. Elsevier Ireland Ltd, 2008. Т. 86, № 1. С. 109–113.
73. Ханкин В. В. Экспериментальное исследование динамики пучков в импульсном линейном ускорителе и разрезном микротроне. Москва: МГУ имени М.В. Ломоносова, 2020.
74. Ethan P. E. Development and Applications of a Real-time Magnetic Electron Energy Spectrometer for Use with Medical Linear Accelerators: Doctoral Dissertation. Louisiana State University, 2017. 141 с.
75. McLaughlin D. J. и др. Permanent-magnet energy spectrometer for electron beams from radiotherapy accelerators // Med Phys. AAPM - American Association of Physicists in Medicine, 2015. Т. 42, № 9. С. 5517–5529.
76. Kok J. G. M., Welleweerd J. Finding mechanisms responsible for the spectral distribution of electron beams produced by a linear accelerator // Med Phys. John Wiley and Sons Ltd, 1999. Т. 26, № 12. С. 2589–2596.
77. Maggi P. E., Hogstrom K. R., Matthews K. L. REAL-TIME MAGNETIC ELECTRON ENERGY SPECTROMETER FOR USE WITH MEDICAL LINEAR ACCELERATORS // Proceedings of NAPAC2016, Chicago, IL, USA. 2016.
78. Deasy J. O., Almond P. R., McEllistrem M. T. Measured electron energy and angular distributions from clinical accelerators // Med Phys. 1996. Т. 23, № 5. С. 675–684.
79. Deasy J. O., Almond P. R., McEllistrem M. T. The spectral dependence of electron central-axis depth-dose curves // Med Phys. 1994. Т. 21, № 9. С. 1369–1376.
80. Zolotov S. A. и др. DosePreview Software for Rapid Planning of Radiation Processing of Biological Objects and Materials // Physics of Atomic Nuclei. 2024. Т. 87, № S3. С. S452–S460.
81. Zolotov S. A. и др. Landau distribution-based regularized algorithm for reconstruction of electron beam energy spectrum using depth dose distributions in targeted materials // Phys Scr. 2025. Т. 100, № 4. С. 045020.
82. Bobylev D. A. и др. Electron Beam Energy Sensor Based on the Vavilov–Cherenkov Effect // Instruments and Experimental Techniques. Pleiades Publishing, 2024. Т. 67, № 1. С. 82–89.
83. Jennings R. E., Kalmus P. I. P. A gas Čerenkov detector for the accurate determination of electron beam energy // Nuclear Instruments and Methods. 1959. Т. 6. С. 209–212.

84. Zolotov S. и др. Reconstruction of Electron Beam Energy Spectrum to Increase the Precision of Irradiation Dose Uniformity Estimate [Электронный ресурс] // IAEA International Symposium on Food Safety and Food Control. 2024. URL: <https://conferences.iaea.org/event/351/contributions/30026/> (дата обращения: 11.11.2025).
85. Золотов С. А. и др. Оценка краевых эффектов в промышленной радиационной обработке на ускорителях электронов // LXXV International conference “NUCLEUS – 2025. Nuclear physics and elementary particle physics. Nuclear physics technologies” (Saint Petersburg, Russia, 1-6 July 2025): Book of Abstracts. 2025. С. 106–107.
86. Golub G. H., Hansen P. C., O’Leary D. P. Tikhonov Regularization and Total Least Squares // SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications. 1999. Т. 21, № 1. С. 185–194.
87. Gui L. и др. Realization and Comparison of Several Regression Algorithms for Electron Energy Spectrum Reconstruction // Chinese Physics Letters. 2008. Т. 25, № 7. С. 2710–2713.
88. Wilches-Visbal J. H., Nicolucci P. Improved reconstruction methodology of clinical electron energy spectra based on Tikhonov regularization and generalized simulated annealing // Journal of Applied Research and Technology. Universidad Nacional Autonoma de Mexico, Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnologico, 2021. Т. 19. С. 622–632.
89. Visbal J. H. W., Costa A. M. Inverse reconstruction of energy spectra of clinical electron beams using the generalized simulated annealing method // Radiation Physics and Chemistry. Elsevier Ltd, 2019. Т. 162. С. 31–38.
90. Deng J. и др. Derivation of electron and photon energy spectra from electron beam central axis depth dose curves // Phys Med Biol. 2001. Т. 46, № 5. С. 1429–1449.
91. Chvetsov A. V., Sandison G. A. Reconstruction of electron spectra using singular component decomposition // Med Phys. John Wiley and Sons Ltd, 2002. Т. 29, № 4. С. 578–591.
92. Wei J., Sandison G. A., Chvetsov A. V. Reconstruction of electron spectra from depth doses with adaptive regularization // Med Phys. John Wiley and Sons Ltd, 2006. Т. 33, № 2. С. 354–359.
93. ROOT: A Data Analysis Framework [Электронный ресурс]. URL: <https://root.cern/manual/> (дата обращения: 01.10.2025).
94. ROOT Histograms [Электронный ресурс]. URL: <https://root.cern/manual/histograms/> (дата обращения: 01.10.2025).
95. Bliznyuk U. A. и др. Determining the Electron Beam Spectrum after Passing through Aluminum Plates // Moscow University Physics Bulletin. 2022. Т. 77, № 4. С. 615–621.
96. Landau L. D. On the energy loss of fast particles by ionization // Journal of Physics (USSR). 1944. Т. 3, № 4. С. 201.
97. Marquardt D. W. An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters // SIAM J Appl Math. 1963. Т. 11, № 2. С. 431–441.
98. Gill P. R., Murray W., Wright M. H. The Levenberg-Marquardt Method // Practical Optimization. London: Academic Press, 1981. С. 136–137.
99. Bates D. M., Watts D. G. Nonlinear Regression and Its Applications. New York: Wiley, 1988.
100. Levenberg K. A Method for the Solution of Certain Problems in Least Squares // Q Appl Math. 1944. Т. 2. С. 164–168.
101. Kullback S., Leibler R. A. On Information and Sufficiency // The Annals of Mathematical Statistics. 1951. Т. 22, № 1. С. 79–86.
102. Lin J. Divergence measures based on the Shannon entropy // IEEE Trans Inf Theory. 1991. Т. 37, № 1. С. 145–151.
103. Васерштейн Л. Н. Марковские процессы на счетном произведении пространств, описывающие большие системы автоматов // Проблемы передачи информации. 1969. Т. 5. С. 64–72.
104. Rubner Y., Tomasi C., Guibas L. J. A metric for distributions with applications to image databases // Sixth International Conference on Computer Vision (IEEE Cat. No.98CH36271). Narosa Publishing House. С. 59–66.
105. Gilbert Strang. Linear Algebra and Its Applications. 4-е изд. / под ред. Ramin J.-P., Brayton K., Holloway L. Thomson Brooks/Cole, 2006. 508 с.

106. Zolotov S. Landau Spectrum Correction repository at GitHub [Электронный ресурс]. 2025. URL: [https://github.com/Ignobilium/landau\\_spectrum\\_correction](https://github.com/Ignobilium/landau_spectrum_correction) (дата обращения: 01.10.2025).
107. Zolotov S. Landau Spectrum Correction repository at GitLab [Электронный ресурс]. 2025. URL: [https://gitlab.com/Ignobilium/landau\\_spectrum\\_correction](https://gitlab.com/Ignobilium/landau_spectrum_correction) (дата обращения: 01.10.2025).
108. Andreo P. и др. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water IAEA Technical Report Series No 398. International Atomic Energy Agency, Vienna (the updated version 12 issued in 2006). Vienna, 2006.
109. Studenikin F. R. и др. Electron beam modification for improving dose uniformity in irradiated objects // Eur Phys J Spec Top. 2023. Т. 232, № 10. С. 1631–1635.
110. Студеникин Ф. Р. МОДИФИКАЦИЯ ПУЧКА УСКОРЕННЫХ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ РАВНОМЕРНОСТИ РАДИАЦИОННОЙ ОБРАБОТКИ ОБЛУЧАЕМЫХ ОБЪЕКТОВ: Кандидатская диссертация. Москва: МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ имени М.В. ЛОМОНОСОВА, 2022.
111. АО "НПП «ТОРИЙ». УЭЛР-10-15-С-60 линейный ускоритель электронов. 2017. С. 1–5.
112. Nelder J. A., Mead R. A simplex method for function minimization // Computer Journal. 1965. Т. 7, № 4. С. 308–313.
113. Bro R., De Jong S. A fast non-negativity-constrained least squares algorithm // J Chemom. 1997. Т. 11, № 5. С. 393–401.
114. Lawson C. L., Hanson R. J. Solving Least Squares Problems. Society for Industrial and Applied Mathematics, 1995.
115. Bliznyuk U. A. и др. Reconstruction of Depth Dose Distributions in Materials Created by Electron Beam // Physics of Particles and Nuclei. 2023. Т. 54, № 4. С. 575–580.
116. Zolotov S. A. и др. Combination of Aluminum Plates of Different Thicknesses to Increase the Homogeneity of Radiation Treatment by Accelerated Electrons // Physics of Particles and Nuclei Letters. 2023. Т. 20, № 4. С. 954–958.
117. Kozlova E. и др. Optimization Function for Determining Optimal Dose Range for Beef and Seed Potato Irradiation // Foods. 2024. Т. 13, № 23. С. 3729.
118. Chulikova N. S. и др. Radiation Processing of Seed Potatoes as a Method for Suppressing Various Forms of Rhizoctonia in New Crop Tubers // Russ Agric Sci. 2023. Т. 49, № S1. С. S104–S112.
119. Chulikova N. и др. Electron Beam Irradiation to Control Rhizoctonia solani in Potato // Agriculture. 2023. Т. 13, № 6. С. 1221.
120. Chulikova N. S. и др. Impact of 1-MeV Electron Beam Irradiation on the Phenology and Microflora of Potatoes // Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics. 2022. Т. 86, № 12. С. 1549–1556.
121. DEMETRA by IRT : свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2023669934 / А.П. Черняев, В.В. Ханкин, У.А. Близнюк, С.А. Золотов, Ф.Р. Студеникин; правообладатель – ООО «Промышленные радиационные технологии». — 22.09.2023.
122. Dose Preview by IRT : свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2023669628 / А.П. Черняев, В.В. Ханкин, У.А. Близнюк, С.А. Золотов, Ф.Р. Студеникин; правообладатель – ООО «Промышленные радиационные технологии». — 18.09.2023.
123. Система планирования промышленной радиационной обработки "Туя" : свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2025691280 / Золотов С.А., Близнюк У.А., Борщеговская П.Ю., Никитченко А.Д., Родин И.А., Студеникин Ф.Р., Черняев А.П.; правообладатель — Золотов Сергей Александрович. — 13.11.2025

## Приложение А.

## Свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ



Рисунок А.1. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ «DosePreview by IRT» для быстрого расчета глубинных дозовых распределений от ускоренных электронов с известным энергетическим спектром.



Рисунок А.2. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ «Demetra by IRT» для быстрого расчета параметров РТУ, обеспечивающих оптимальную доставку запланированной дозы.



Рисунок А.3. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ «Система планирования промышленной радиационной обработки "Туя"» для расчета распределения поглощенной дозы по объему объектов произвольной формы и химического состава.