

**Милойчикова Ирина Алексеевна**

**ФОРМИРОВАНИЕ ДОЗНЫХ ПОЛЕЙ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ  
КОНФИГУРАЦИИ КЛИНИЧЕСКИХ ПУЧКОВ ЭЛЕКТРОНОВ  
С ПОМОЩЬЮ ПОЛИМЕРНЫХ ИЗДЕЛИЙ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ  
ПОСРЕДСТВОМ ТЕХНОЛОГИЙ ТРЕХМЕРНОЙ ПЕЧАТИ**

**01.04.20 – Физика пучков заряженных частиц и  
ускорительная техника**

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

Работа выполнена на кафедре прикладной физики физико-технического института (ныне отделение ядерно-топливного цикла инженерной школы ядерных технологий) федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет».

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

**Официальные оппоненты:** **Кубанкин Александр Сергеевич,**  
доктор физико-математических наук,  
Федеральное государственное автономное  
образовательное учреждение высшего  
образования Белгородский государственный  
национальный исследовательский университет,  
профессор кафедры теоретической и  
математической физики

**Рыжов Виктор Васильевич**  
доктор физико-математических наук,  
Федеральное государственное бюджетное  
учреждение науки Институт сильноточной  
электроники Сибирского отделения Российской  
академии наук,  
ведущий научный сотрудник лаборатории  
теоретической физики

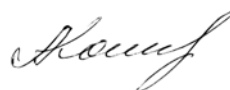
**Ведущая организация:** Федеральное государственное бюджетное  
учреждение Петербургский институт ядерной  
физики им. Б.П. Константинова Национального  
исследовательского центра «Курчатовский  
институт»

Защита состоится «28» декабря 2018 г. в 14:00 на заседании диссертационного совета Д 212.269.05 при федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» по адресу: 634050, г. Томск, проспект Ленина, 2а, ауд. 326.

С диссертацией можно ознакомиться в Научно-технической библиотеке федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» и на сайте: <http://portal.tpu.ru/council/92/worklist>.

Автореферат разослан «\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2018 года.

Ученый секретарь  
диссертационного совета  
Д 212.269.05, к.ф.-м.н.



Кожевников А.В.

# Общая характеристика работы

## Актуальность темы

Для современного общества проблема онкологических заболеваний остается приоритетной. По данным Всемирной организации здравоохранения количество новых случаев заболевания раком к 2030 году возрастет, достигнув цифры 21,6 миллиона в год (по сравнению с 14 миллионами в 2012 году). Последние данные свидетельствуют о глобальном увеличении случаев детской онкологии на 13% за последние два десятилетия. В Российской Федерации, ежегодный прирост больных с впервые установленным диагнозом «злокачественные новообразования» за последние пятнадцать лет составляет 2 – 4 % [1]. На сегодняшний день основой эффективного лечения онкологических заболеваний является оперативность, безопасность и комплексный подход, включающий в себя сочетание современных технологий с основными методами лечения, такими как лучевая терапия, хирургическое вмешательство и химиотерапия [2].

Основополагающим принципом лучевой терапии является уничтожение злокачественных клеток при минимизации повреждения нормальных тканей, находящихся вблизи области облучения [2]. Лучевая терапия пучками электронов является одним из основных методов облучения злокачественных новообразований. Преимущества применения электронов в радиотерапии обусловлены особенностями их взаимодействия со средой и заключаются в большей однородности дозы в объеме очага и меньшем уровне дозовой нагрузки в окружающих и глубоко залегающих нормальных тканях, что обеспечивается высоким градиентом дозы в поперечном и продольном направлениях распространения пучка [3].

Для реализации целей современной лучевой терапии необходимо обеспечить доставку высокой однократной дозы непосредственно к патологическому очагу. Каждая конкретная задача выдвигает свои требования, как к форме поля, так и к профилю пучка. Это приводит к необходимости создания и развития способов их модификации, то есть к управлению такими характеристиками, как поперечный профиль и расходимость пучка, глубинное распределение дозы электронов.

В комплектацию современных клинических облучающих установок входят стандартные наборы аппликаторов, позволяющие формировать поля только круглой или прямоугольной формы с заданными размерами и равномерным распределением дозы в объеме мишени. Для формирования границ фигурных полей облучения, медицинские аппараты дополнительно комплектуются набором металлических блоков [3, 4]. Однако ограниченный состав таких наборов не позволяет формировать пучки произвольной сложной формы. Данные блоки устанавливаются оператором вручную для каждого сеанса облучения, что ведет к увеличению времени подготовки к лечению, а человеческий фактор вносит погрешность в точность доставки дозы.

Одним из решений, позволяющим формировать пучки произвольной сложной формы и снижающим риски человеческого фактора, является применение специально изготовленных индивидуальных металлических коллиматоров [3, 4]. Данные изделия используются в качестве дополнения к стандартным аппликаторам аппарата. Для их изготовления используется резка или отливка из специальных металлических сплавов. Однако работа с такими установками накладывает значительные ограничения, связанные с токсичностью металлических паров (в сплавах применяются кадмий, висмут, свинец), стоимостью оборудования,

необходимостью проведения работ в специальных помещениях, необходимой квалификацией персонала и временными затратами.

Следует отметить, что вышеописанные подходы не позволяют сформировать глубинное распределение дозы терапевтического пучка электронов в соответствии с особенностями тела человека, поскольку они не учитывают сложность процессов взаимодействия электронов как вблизи границ раздела сред воздух-кожа, так и с внутренними органами различной плотности. Решением становятся тканеэквивалентные болюсы, которые располагаются в непосредственном контакте с пациентом, либо металлические компенсаторы, которые располагаются на заданном расстоянии от поверхности кожи [4]. Болюс и компенсатор необходимо изготавливать индивидуально для каждого пациента. Применение подобных устройств, для модификации профиля терапевтического пучка электронов дополнительно с коллимирующими системами, значительно увеличивает время подготовки к лечению, как при планировании облучения, так и непосредственно перед проведением каждого сеанса лучевой терапии.

Таким образом, проблема разработки новых методов оперативного и качественного формирования клинических полей электронов произвольной формы, индивидуально для каждого пациента, с учётом его анатомических особенностей, является важной и актуальной.

### **Цель и задачи работы**

Целью диссертационной работы является разработка способа формирования терапевтических электронных полей с заданными параметрами дозного распределения в объеме мишени с применением полимерных изделий, изготовленных посредством технологий трехмерной печати.

В соответствии с общей целью работы в диссертации решаются следующие основные задачи:

1. разработка программного кода для расчета дозного распределения пучков электронов в тканеэквивалентных средах;
2. исследование возможности применения полимерных объектов для формирования полей электронов;
3. выбор полимерных материалов пригодных для устройств трехмерной печати и эксплуатации формирующих элементов;
4. экспериментальная оценка радиационной стойкости полимерных материалов и изделий из них, изготовленных методами трехмерной печати;
5. расчет геометрических параметров и изготовление методами трехмерной печати формирующих полимерных образцов;
6. оценка эффективности применения полимерных изделий, изготовленных методами трехмерной печати, для формирования дозных полей клинических пучков электронов заданной конфигурации, в сравнении с традиционно используемыми металлическими формирующими изделиями.

### **Научная новизна**

1. Разработан и апробирован способ формирования дозных полей индивидуальной конфигурации клинических пучков электронов с помощью полимерных изделий, изготовленных посредством технологий трехмерной печати.
2. Проведено сравнение экспериментальных и расчетных распределений дозы электронного пучка с энергией 6 – 20 МэВ в АБС- и HIPS-пластиках, пригодных

для изготовления изделий с помощью технологий трехмерной печати, и показано их хорошее согласие.

3. Впервые разработан и изготовлен при помощи технологий трехмерной печати выравнивающий фильтр из АБС-пластика. Показана возможность применения подобных элементов для формирования однородного поля облучения.
4. Исследована радиационная стойкость АБС-пластика. Показано, что в диапазоне поглощенных доз до 150 кГр материал сохраняет свои свойства, влияющие на процесс формирования электронного поля облучения.
5. Впервые разработан и изготовлен при помощи технологий трехмерной печати коллиматор сложной формы из HIPS-пластика для случая дистанционного облучения злокачественного новообразования. Проведено сравнение характеристик дозных полей электронов, полученных с помощью полимерного и металлического коллиматоров, показано их хорошее согласие. Обоснована эффективность предложенного способа для формирования терапевтических пучков электронов в клинических условиях.
6. Впервые разработан и изготовлен при помощи технологий трехмерной печати компенсатор из HIPS-пластика для процедур интраоперационного облучения. Показана возможность модификации профиля пучка для формирования заданного распределения дозы в объеме мишени.

### **Практическая значимость работы**

Предложенный и апробированный в работе способ формирования полей электронов индивидуальной конфигурации с помощью полимерных изделий, изготовленных посредством применения технологий трехмерной печати, может найти применение при решении клинических задач по модификации профиля пучка и распределения дозы в объеме мишени.

Разработанные программные коды, выполненные с использованием инструментария GEANT4 и программы PCLab «Компьютерная лаборатория», учитывающие параметры пучка электронов и характер взаимодействия частиц с пластиковыми материалами (АБС и HIPS), пригодны для расчета необходимых характеристик поля облучения и геометрических параметров формирующего элемента.

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

1. Предложенный способ формирования дозных полей индивидуальной конфигурации клинических пучков электронов, основан на использовании полимерных объектов, изготовленных посредством технологий трехмерной печати, для создания полей облучения с такими же характеристиками, как при применении стандартных металлических изделий.
2. Разработана численная модель, позволяющая рассчитать распределения поглощенной дозы пучков электронов с энергией 6 – 20 МэВ с учетом конкретных экспериментальных условий в тканеэквивалентных средах, в том числе в полимерных материалах, пригодных для изготовления изделий методами трехмерной печати.
3. Применение полимерного выравнивающего фильтра, изготовленного посредством технологий трехмерной печати, позволяет формировать заданный профиль электронного пучка микротрона с энергией 6,1 МэВ, имеющего неравномерное исходное распределение интенсивности в поперечном сечении. Экспериментально показано, что в диапазоне доз до 150 кГр полимерные

материалы сохраняют свойства, обеспечивающие формирование полей облучения.

4. Экспериментально показана эффективность применения полимерных коллиматоров, фильтров, болюсов и компенсаторов, изготовленных методами трехмерной печати, для формирования профилей клинических пучков электронов в диапазоне энергий 6 – 20 МэВ, имеющих однородное распределение дозы в поперечном сечении пучка и высокий спадающий градиент на краях.

### **Достоверность и обоснованность результатов**

Степень достоверности полученных расчетных результатов обеспечивается применением известных и апробированных программных пакетов для численного моделирования, их непротиворечивостью, сравнением результатов с экспериментальными данными и теоретическими оценками, представленными в авторитетных научных работах. Достоверность экспериментальных данных полученных в работе обеспечивается применением современных средств и методик проведения клинической дозиметрии.

### **Апробация**

Основные результаты работы доложены и обсуждены на следующих научных мероприятиях:

1. Конгресс молодых ученых «Актуальные вопросы фундаментальной и клинической медицины», г. Томск, Россия, 2018.
2. 52-я Зимняя Школа Петербургского Института Ядерной Физики НИЦ «Курчатовский Институт», пос. Рощино, Россия, 2018.
3. XII International Symposium «Radiation from Relativistic Electrons in Periodic Structures» (RREPS-17), г. Гамбург, Германия, 2017.
4. XII Международный семинар по проблемам ускорителей заряженных частиц, посвященный памяти В.П.Саранцева, г. Алушта, Россия, 2017.
5. XII Всероссийская конференция молодых ученых-онкологов, посвященная памяти академика РАМН Н.В. Васильева «Актуальные вопросы экспериментальной и клинической онкологии», г. Томск, Россия, 2017.
6. 29th Annual Congress of the European Association of Nuclear Medicine – EANM'16, г. Барселона, Испания, 2016.
7. XXV Russian Particle Accelerators Conference, г. Петергоф, Россия, 2016.
8. VII Школа-конференция молодых атомщиков Сибири, г. Томск, Россия, 2016.
9. RACIRI Summer School 2016, пос. Репино, Россия, 2016.
10. XII Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Перспективы развития фундаментальных наук», г. Томск, Россия, 2015.
11. XI Международный семинар по проблемам ускорителей заряженных частиц памяти В.П.Саранцева, г. Алушта, Россия, 2015.
12. VI Школа-конференция молодых атомщиков Сибири, г. Томск, Россия, 2015.
13. XXIV Russian Particle Accelerators Conference, г. Обнинск, Россия, 2014.
14. Всероссийская научная конференция молодых ученых «Наука. Технологии. Инновации», г. Новосибирск, Россия, 2013.

### **Личный вклад**

Личный вклад автора состоит в выборе применяемых методов исследований, применении программных кодов для численного моделирования конкретных экспериментальных условий, выборе клинических случаев, проведении

экспериментальных и численных исследований, анализе и интерпретации полученных результатов, формулировке выводов, подготовке научных публикаций по теме исследования. Результаты, представленные в диссертации, получены автором лично. Вклад соавторов в основные публикации не превышал 30% от общего объема работы.

### **Публикации**

По материалам диссертации опубликовано 24 работы, в том числе 9 статей в журналах, входящих в перечень рецензируемых научных журналов, из них 3 статьи в изданиях, включенных в списки ВАК, 6 статей в зарубежных изданиях, индексируемых базами данных Scopus и Web of Science, 8 тезисов докладов на международных научных конференциях. В рамках выполнения работы получены два акта о внедрении результатов научных исследований.

### **Структура диссертации**

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, двух приложений и списка цитируемой литературы, содержащего 204 библиографические ссылки. Общий объем диссертации составляет 155 страниц и включает 81 рисунок и 14 таблиц.

### **Содержание работы**

Во **Введении** обоснована актуальность темы диссертационного исследования, приведен краткий обзор литературы по проблеме, сформулированы цель работы, основные задачи, научная новизна, практическая значимость и основные защищаемые положения, описана структура диссертации.

**Первая глава** диссертации посвящена разработке численных моделей источников на основе выведенного электронного пучка микротрона и клинического пучка электронов медицинского линейного ускорителя.

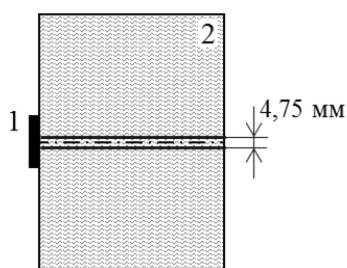
В *разделе 1.1* приводятся результаты численного моделирования процессов распространения пучков электронов с энергиями 1 – 20 МэВ в тканеэквивалентной среде. Продемонстрированы сравнения расчетных данных глубинного распределения дозы пучка электронов в водном фантоме, полученных с применением программы PCLab «Компьютерная лаборатория» с результатами, полученными с использованием пакетов программ GEANT4 и ITS, выбранных в качестве эталонных. Показано, что при начальной энергии электронов в диапазоне 1 – 20 МэВ положение максимума поглощенной дозы пучка и, соответственно, распределение дозы пучка очень близки у всех расчетных пакетов (расхождение в положении максимума  $\pm 1$  мм). Наблюдается незначительное расхождение в поглощенной дозе на различных глубинах для всех пакетов моделирования ( $\sim 3\%$ ). Что позволяет использовать программу PCLab (наряду с GEANT4) для решения задач численного моделирования распространения электронов в тканеэквивалентных средах.

В *разделе 1.2* приводятся результаты разработки численной модели источника на основе выведенного электронного пучка исследовательского микротрона Томского политехнического университета (ТПУ). В разделе описываются эксперименты по определению профилей электронного пучка микротрона ТПУ на заданных расстояниях от выходного окна ускорителя, полученные с помощью сканирующей рамки. С использованием полученных данных разработана численная модель источника электронов с помощью программы PCLab. В расчете использовался нормальный плоский дисковый моноэнергетический источник

электронов диаметром 2,0 мм с энергией 6,1 МэВ (равномерное распределение частиц по площади). Значение начальной угловой расходимости пучка было экспериментально определено и составило 2,5°. Источник был расположен перед выходным окном из бериллия толщиной 50 мкм и диаметром 40 мм. Анализ формы пучка проводился в воздушной среде. Разработанная модель источника на основе выведенного электронного пучка микротрона ТПУ позволяет проводить оценку формы распределения дозы и размера пучка на любых расстояниях от выходного окна ускорителя, что дает возможность проводить расчет геометрии формирующих устройств.

В разделе 1.3 представлены численные модели источников излучения, которые разрабатывались на основе экспериментально определенных глубинных дозных распределений терапевтических пучков электронов в диапазоне энергий 6 – 20 МэВ медицинских ускорителей ONCOR Impression Plus (Simens) и TrueBeam 2.0 (Varian) в водном фантоме. Моделирование проводилось с использованием инструментария GEANT4 с учетом энергетического распределения пучка электронов и конструктивных особенностей клинического ускорителя.

В первой разработанной модели использовался плоский мононаправленный квадратный пучок электронов (равномерное распределение частиц по площади источника) с размером  $10 \times 10 \text{ см}^2$ , находящийся на расстоянии 1 мм от поверхности водного фантома ( $30 \times 30 \times 30 \text{ см}^3$ ). Размер вокселя выбирался в соответствии с поперечными размерами активной области ионизационной камеры SNC125с и составил  $4,75 \times 4,75 \times 0,5 \text{ мм}^3$ . Так как реальный клинический пучок электронов не является моноэнергетическим, при выборе средней энергии пучка было принято решение взять за основу значение, рассчитанное на основе данных клинической дозиметрии медицинских ускорителей ONCOR и TrueBeam в соответствии с международными рекомендациями [5]. Расчетные средние энергии пучка электронов на поверхности водного фантома, полученные для разных ускорителей для одинаковых номинальных энергий электронов, хорошо согласуются между собой, максимальное различие не превышает 0,2 МэВ. Для номинальных энергий пучков электронов 6, 12, 18 и 20 МэВ полученные значения составили 5,3; 10,8; 17,8 и 18,8 МэВ соответственно. Построение процентного глубинного дозного распределения (ПГД) проводилось по центральной оси пучка (рисунок 1).



1 – источник электронов; 2 – водный фантом  
Рисунок 1 – Геометрия численного моделирования процентного глубинного распределения дозы по центральной оси клинического пучка электронов в водном фантоме

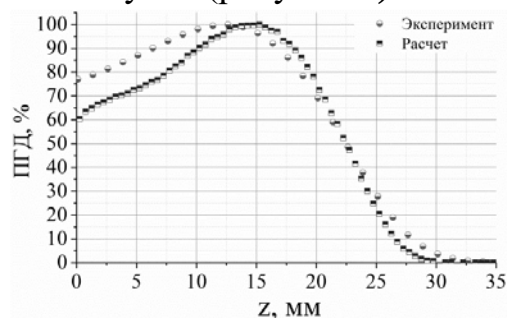


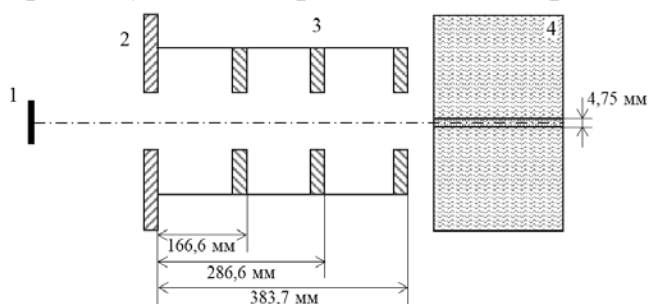
Рисунок 2 – Экспериментальные и расчетные процентные глубинные распределения поглощенной дозы пучка электронов с номинальной энергией 6 МэВ  
(в расчете  $\bar{E}_0 = 5,3 \text{ (МэВ)}$ ,  $\sigma = 3\%$ )

Приемлемый уровень энергетического разброса  $\sigma$  определялся по совпадению значения  $R_{50} \text{ (см)}$  – глубины, на которой поглощенная доза равна половине максимума – для кривых полученных экспериментально и методами численного

моделирования. Показано, что наиболее оптимальным является уровень  $\sigma$  равный 3%. Экспериментальные и расчетные ПГД для номинальной энергии пучка электронов 6 МэВ представлены на рисунке 2.

Как известно, конструктивные особенности элементов головки клинического ускорителя являются коммерческой тайной, поэтому фактическая средняя энергия и спектральное распределение энергии электронов в пучке реального ускорителя точно неизвестны. Принимая во внимание этот факт, было принято решение задавать параметры источника излучения с рядом допущений.

Во второй разработанной модели (рисунок 3) источник излучения, представляющий собой плоский квадратный пучок электронов (равномерное распределение частиц по площади источника) размером  $10 \times 10 \text{ см}^2$ , был на расстоянии 100 см от поверхности водного фантома ( $30 \times 30 \times 30 \text{ см}^3$ ). Размер вокселя составил  $4,75 \times 4,75 \times 0,5 \text{ мм}^3$ . Для уменьшения вклада рассеянного излучения в расчетной геометрии был добавлен стандартный аппликатор медицинского ускорителя ONCOR с квадратным отверстием  $10 \times 10 \text{ см}^2$ , представляющий собой набор металлических пластин из сплава латуни 260 в соответствии с ASTM (Cu – 70%, Zn – 30%). Передний край данного аппликатора находился на расстоянии 5 см от поверхности водного фантома, толщина верхней и нижней коллимационной пластины – 12,7 мм, средней – 15,75 мм. Для номинальных энергий пучков электронов 6, 12, 18 и 20 МэВ клинических ускорителей ONCOR и TrueBeam значения средней энергии подобранные для данной геометрии составили 5,8; 11,2; 18,2 и 19,3 МэВ ( $\sigma = 3\%$ ). Экспериментальные и расчетные ПГД для номинальной энергии пучка электронов 12 МэВ представлены на рисунке 4.



1 – источник электронов; 2 – крепежная пластина; 3 – металлический аппликатор; 4 – водный фантом  
Рисунок 3 – Геометрия численного моделирования процентного глубинного распределения дозы по центральной оси клинического пучка электронов в водном фантоме

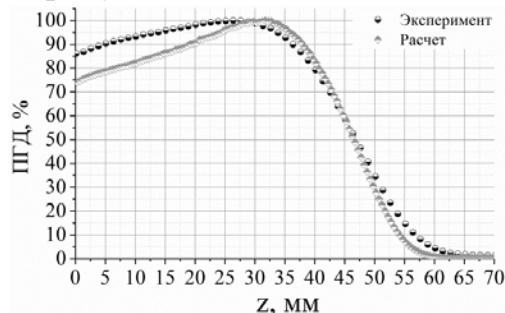


Рисунок 4 – Экспериментальные и расчетные процентные глубинные распределения поглощенной дозы пучка электронов с номинальной энергией 12 МэВ  
(в расчете  $\overline{E}_0 = 11,2 \text{ (МэВ)}$ ,  $\sigma = 3\%$ )

Разработанные модели источника клинического пучка будут использованы в дальнейшем как для анализа распределений поглощенной дозы в полимерных материалах, пригодных для изготовления изделий методами трехмерной печати, так и для расчета геометрических параметров подобных полимерных изделий.

**Вторая глава** диссертации посвящена исследованию глубинных дозных распределений клинического пучка электронов в полимерных материалах и в образцах, изготовленных посредством технологий трехмерной печати.

Многообразие материалов, пригодных для изготовления объектов методом быстрого прототипирования, требует тщательного изучения их свойств. В частности, для применения подобных изделий в качестве формирующих элементов необходимо изучить особенности взаимодействия таких материалов с высокоэнергетическими электронными пучками. В силу своей относительно низкой

стоимости, доступности и высокой прочности в качестве исследуемых материалов были выбраны АБС-пластик и ударопрочный полистирол (HIPS-пластик).

В *разделе 2.1* приводятся результаты численного моделирования глубинных дозных распределений пучка электронов в АБС- и HIPS-пластиках. Используя представленную в первой главе численную модель источника на основе кинического пучка электронов (рисунок 1), разработанную с использованием пакета программ GEANT4, были получены наборы процентных глубинных дозных распределений электронов с энергией 6 – 20 МэВ в полимерных материалах. Плотность АБС-пластика составляет 1,04 г/см<sup>3</sup>, HIPS-пластика – 1,10 г/см<sup>3</sup>. С помощью полученных расчетных данных была определена толщина полимерного образца необходимая для полного поглощения пучка электронов. Показано, что пучок электронов с энергией 6 МэВ поглотится в полимерном образце толщиной 4 см, с энергией 12 МэВ – 7 см, с энергией 18 МэВ – 10 см. Расхождение по толщине поглотителя в зависимости от вида пластика составляет  $\pm 0,5$  см.

В *разделе 2.2* приводятся результаты экспериментального определения глубинных дозных распределений пучка электронов в полимерных образцах, изготовленных с помощью метода быстрого прототипирования. На основе полученных в разделе 2.1 значений был определен необходимый размер полимерного поглотителя для диапазона энергий электронов 6 – 20 МэВ. После чего из АБС- и HIPS-пластиков производства компании Bestfilament с использованием технологии послойного наплавления (3D принтер «UP! Plus 2») были изготовлены наборы пластин различной толщины, комбинация которых позволяет измерять глубинное распределение дозы с шагом 1 мм. Экспериментальные исследования по определению глубинного распределения поглощенной дозы пучка электронов в образцах, изготовленных из АБС-пластика, проводилось в отделении лучевой терапии и радиационной онкологии Университетской клиники Гамбург-Эппендорф (г. Гамбург, Германия). В качестве источника излучения использовался клинический линейный ускоритель электронов TrueBeam 2.0 (Varian).

Определение глубинного распределения поглощенной дозы пучка электронов в образцах, изготовленных из HIPS-пластика, проводилось на клиническом линейном ускорителе электронов ONCOR Impression Plus производства компании Siemens в Московской городской онкологической больнице № 62.

В ходе экспериментов был получен набор процентных глубинных дозных распределений электронов с номинальной энергией 6, 12 и 20 МэВ в АБС-пластике и с номинальной энергией 6, 12 и 18 МэВ в HIPS-пластике. Облучение проводилось при следующих параметрах: расстояние от источника до поверхности пластика – 100 см, размер поля – 10×10 см<sup>2</sup>, стандартный металлический аппликатор с квадратным коллимационным окном – 10×10 см<sup>2</sup>, нормальное падение пучка электронов на пластиковый фантом; доза облучения – 1 Гр на глубине дозного максимума в водном фантоме для заданной номинальной энергии ускорителя.

В качестве детектора были использованы полимерные пленки GafChromic EBT3. Для работы с данным дозиметром проводилась его предварительная калибровка в соответствии с международными рекомендациями [6] на пучке электронов с энергией 12 МэВ клинического линейного ускорителя электронов ONCOR. Для определения глубинного распределения дозы терапевтического пучка электронов в исследуемых материалах, пленочный дозиметр GafChromic EBT3, фиксировался между плотно прижатыми пластинами из АБС-пластика, и помещался в центр поля облучения параллельно

плоскости распространения пучка электронов. После облучения пленочного дозиметра проводилась цифровая обработка изображения с использованием специального программного кода, разработанного с помощью пакета прикладных программ MATLAB. Построение распределения процентной глубинной дозы проводилось по центральной оси пучка. Полученные результаты экспериментального определения процентных глубинных дозных распределений электронов с номинальной энергией 6, 12 и 20 МэВ в АБС-пластике представлены на рисунке 5, для HIPS-пластика – на рисунке 6.

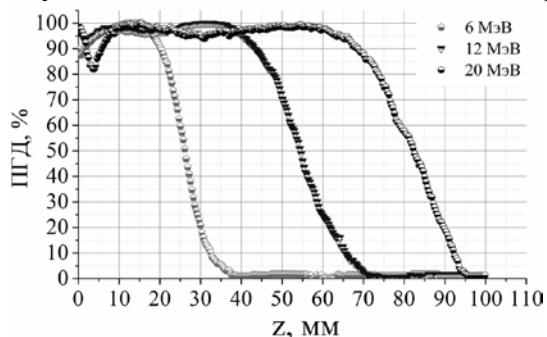


Рисунок 5 – Процентные глубинные распределения поглощенной дозы пучка электронов с номинальной энергией 6, 12 и 20 МэВ в АБС-пластике

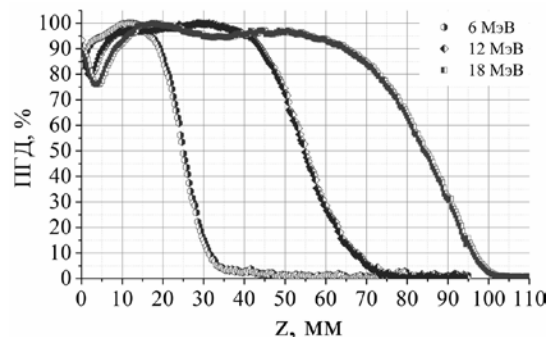


Рисунок 6 – Процентные глубинные распределения поглощенной дозы пучка электронов с номинальной энергией 6, 12 и 18 МэВ в HIPS-пластике

Полученные экспериментальные распределения процентной глубинной дозы имеют характерный вид типичной кривой глубинной дозы для пучка электронов в тканеэквивалентной среде. Однако в области малых глубин наблюдается нетипичное поведение дозного распределения связанное как с влиянием деформации края пленки при ее резке, так и с возникновением воздушного промежутка между пластинами полимерного материала и пленкой, устранить который не представляется возможным с технической точки зрения, не создав препятствия падающему пучку электронов.

В *разделе 2.3* приводятся результаты сравнения экспериментальных и расчетных данных глубинного распределения поглощенной дозы в полимерных образцах (рисунки 7 и 8).

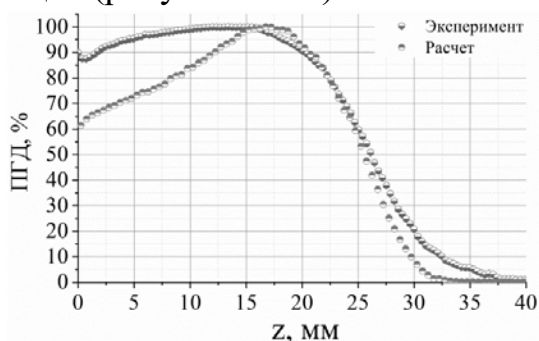


Рисунок 7 – Кривые глубинного распределения поглощённой дозы пучка электронов с номинальной энергией 6 МэВ в АБС-пластике (в расчете  $\overline{E}_0 = 5,3(\text{МэВ})$ ,  $\sigma = 3\%$ )

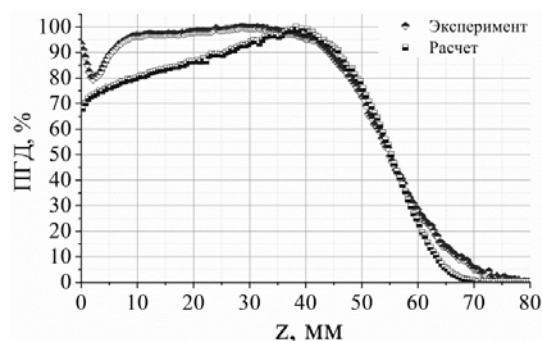


Рисунок 8 – Кривые глубинного распределения поглощённой дозы пучка электронов с номинальной энергией 12 МэВ в HIPS-пластике (в расчете  $\overline{E}_0 = 10,8(\text{МэВ})$ ,  $\sigma = 3\%$ )

Проводится корректировка численной модели с учетом фактической плотности образцов, изготовленных методами трехмерной печати. Так как процесс изготовления объектов методом послойного наплавления представляет собой формирование изделия из термопластической массы путем послойного выстраивания объема, в готовых образцах остаются воздушные полости, что приводит к уменьшению средней плотности готового объекта. В результате

проведенных измерений плотность образца для АБС-пластика составила  $0,90 \pm 0,06$  г/см<sup>3</sup> и  $0,88 \pm 0,07$  г/см<sup>3</sup> для НПС-пластика.

Из полученных распределений видно, что разработанная модель более точно описывает поведение глубинного распределения дозы пучка электронов в полимерных материалах для области за максимумом поглощения.

Результаты сравнения расчетных и экспериментальных данных говорят о применимости разработанной модели для определения минимальной толщины полимерного поглотителя при разработке коллимирующих устройств из АБС- и НПС-пластиков в диапазоне энергий пучка электронов 6 – 20 МэВ.

**Третья глава** диссертации посвящена формированию профиля выведенного электронного пучка микротрона ТПУ с помощью выравнивающего фильтра из АБС-пластика, изготовленного посредством технологий трехмерной печати.

В *разделе 3.1* приводятся результаты расчета геометрии выравнивающего полимерного фильтра (рисунок 9) на основе, разработанной в первой главе, численной модели выведенного электронного пучка микротрона ТПУ. Геометрия фильтра выбиралась с целью формирования однородного профиля пучка электронов (уровня с постоянной интенсивностью). Минимальный диаметр однородной области был выбран равным 10 мм. В расчете выравнивающий фильтр располагался на расстоянии 15 см от выходного окна ускорителя, профиль пучка исследовался на расстоянии 20 см от выходного окна.

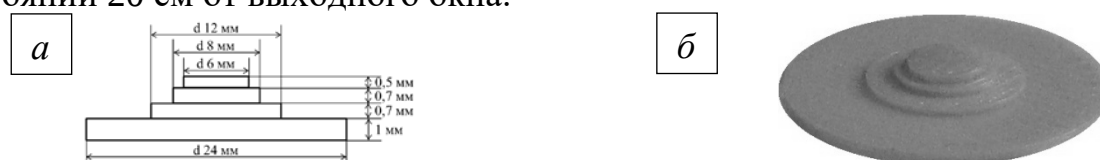
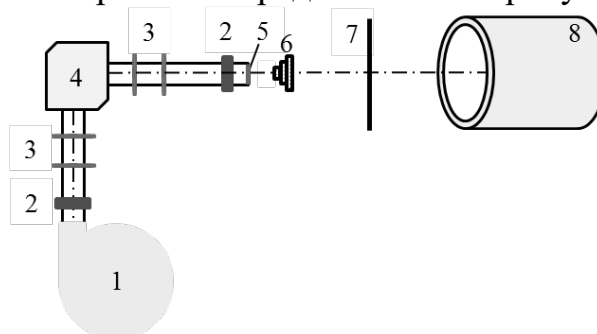


Рисунок 9 – Геометрические параметры (а) и внешний вид (б) выравнивающего фильтра из АБС-пластика

В *разделе 3.2* приведены параметры изготовления выравнивающего фильтра из АБС-пластика с помощью 3D принтера «UP! Plus 2». Определена фактическая плотность образца –  $0,90 \pm 0,08$  г/см<sup>3</sup>.

В *разделе 3.3* описываются экспериментальные результаты применения выравнивающего фильтра, изготовленного из АБС-пластика с помощью технологии послойного наплавления, для формирования профиля выведенного электронного пучка микротрона. Схема эксперимента представлена на рисунке 10.



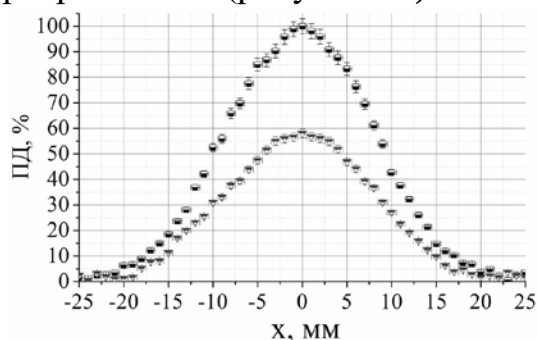
1 – микротрон; 2 – датчик тока; 3 – магнитные линзы; 4 – поворотный магнит; 5 – берилловое выходное окно; 6 – выравнивающий фильтр; 7 – сканирующая рамка; 8 – цилиндр Фарадея

Рисунок 10 – Схема эксперимента по выравниванию профиля выведенного пучка электронов микротрона ТПУ фильтром из АБС-пластика

Фильтрующий элемент располагался на расстоянии 15 см от выходного окна ускорителя, анализ профиля проводился на расстоянии 20 см от выходного окна с использованием сканирующей рамки и цилиндра Фарадея. Цилиндр Фарадея находился на расстоянии 60 см от выходного окна микротрона.

При проведении экспериментального исследования были измерены профили прямого пучка и с применением полимерного выравнивающего фильтра. Полученные данные для горизонтального профиля на расстоянии 20 см показаны на рисунке 11. Проанализировав полученные данные можно утверждать, что применение полимерного выравнивающего фильтра позволяет получить область размером  $\sim 10$  мм с постоянным уровнем интенсивности ( $\pm 7\%$ ), составляющим примерно 55% от исходного (открытого) пучка.

В разделе 3.4 приводятся результаты сравнения экспериментальных и расчетных данных формирования профиля выведенного электронного пучка микротрона ТПУ (рисунок 12).



■ – до фильтрации, ▼ – после фильтрации  
Рисунок 11 – Экспериментальные горизонтальные профили выведенного электронного пучка микротрона ТПУ

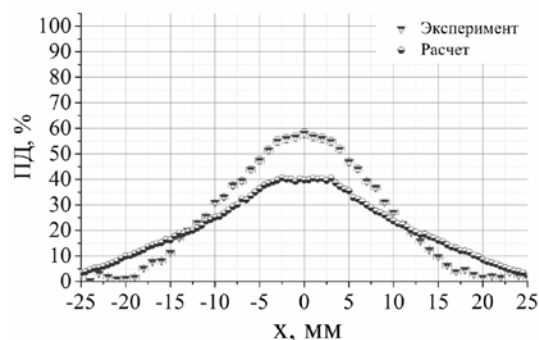


Рисунок 12 – Профили выведенного электронного пучка микротрона, сформированные полимерным выравнивающим фильтром

Из данных, представленных на рисунке 12, видно несоответствие формы профиля пучка электронов, полученного экспериментально и в ходе численного моделирования. Возможной причиной является недостаточный учет в разработанной модели фактического энергетического и пространственного распределения электронного пучка микротрона. В свою очередь показано, что поперечные размеры сформированного плато совпадают с хорошей точностью ( $\pm 1$  мм) и составляют  $\sim 10$  мм.

С учетом того, что фактическая химическая формула филамента является коммерческой тайной, для анализа влияния количественного соотношения сополимеров в АБС-пластике было проведено дополнительное численное моделирование, для четырех различных вариантов элементного состава. Показано, что вариации элементного состава АБС-пластика не оказывают существенного влияния на форму профиля пучка электронов, сформированного полимерным выравнивающим фильтром. Максимальное расхождение составляет  $\pm 2\%$ .

В разделе 3.5 приводятся результаты оценки радиационной стойкости полимерных объектов, изготовленных с помощью трехмерной печати.

Для этого была проанализирована динамика эффективности пропускания электронного излучения полимерным материалом (АБС-пластика) при облучении на пучке микротрона ТПУ. В эксперименте динамика пропускания электронного пучка полимером определялась с помощью измерения тока пучка, прошедшего через поглотитель и зарегистрированного цилиндром Фарадея, нормированного на сигнал с датчика, установленного на выходе из ускорительного тракта. Принимая во внимание тот факт, что электронный пучок на выходе из ускорителя имеет высокую интенсивность ( $10^{12}$  частиц в макроимпульсе), не представляется возможным провести прямое измерение поглощенной дозы в образце с применением стандартных дозиметрических средств. При расположении полимерного фильтра на

расстоянии 15 см от выходного окна микротрона размеры поперечного сечения электронного пучка и полимерного фильтра совпадают, что позволяет провести теоретическую оценку поглощенной дозы. Показано, что динамика пропускания незначительно колеблется в пределах погрешности измерения и показывает стабильный уровень с течением времени. Это говорит о способности пластика сохранять свои свойства при высоких дозах облучения до 150 кГр. Оценка геометрии выравнивающего фильтра из АБС-пластика после облучения не выявила изменения формы образца и его механических свойств.

Стабильность физико-механических свойств полистирола в дозах облучения до 150 кГр показана в работе [7]. При реализации курса лучевой терапии максимальная суммарная доза облучения составляет не более 100 Гр, что в тысячу раз меньше вышеописанных уровней. Это позволяет утверждать, что данные материалы пригодны для формирования медицинских пучков.

**Четвертая глава** диссертации посвящена формированию дозных полей клинических пучков электронов сложной формы с помощью полимерных изделий, изготовленных посредством технологий трехмерной печати.

В *разделе 4.1* приводятся результаты экспериментальных исследований применимости тестовых полимерных объектов для модификации дозного распределения полей электронов клинических ускорителей TrueBeam 2.0 (Varian) и ONCOR Impression Plus (Simens) в качестве болюсов и компенсаторов.

В повседневной практике лучевой терапии болюсы изготавливаются из тканеэквивалентных материалов и располагаются в непосредственном контакте с поверхностью тела пациента. Компенсаторы же в свою очередь располагаются на расстоянии от тела пациента и могут быть изготовлены из любого материала.

Проанализировав данные глубинного распределения дозы пучка электронов в АБС- и HIPS-пластиках, описанные во второй главе, был разработан и создан тестовый объект для исследования возможности формирования дозного поля клинического ускорителя полимерными изделиями. Максимальная толщина тестового объекта подбиралась для выполнения условия полного поглощения пучка электронов с номинальной энергией 6 МэВ и составила 5 см. Поперечные размеры данного образца были выбраны с учетом стандартных условий облучения и составили  $10 \times 10$  см<sup>2</sup>. Тестовый объект состоит из трех функциональных элементов: область №1 – моделирует случай частичного поглощения пучка (высота элемента – 2 см) с двумя коллимационными отверстиями диаметром 0,5 см и 1 см; область №2 – представляет собой клиновидный фильтр, высота элемента постепенно снижается от угла, начиная с 5 см до 0 см; область №3 – является поглотителем относительно сложной формы, толщина которого меняется по радиусу 5 см.

Для изготовления тестового объекта из АБС-пластика было использовано устройство быстрого прототипирования «UP! Plus 2» (диаметр сопла 0,4 мм, толщина слоя – 0,3 мм). Объект из HIPS-пластика изготавливался с помощью прототипа 3D принтера с большой рабочей областью, созданный независимыми разработчиками города Томска (диаметр сопла 1,0 мм, толщина слоя – 0,6 мм) [8].

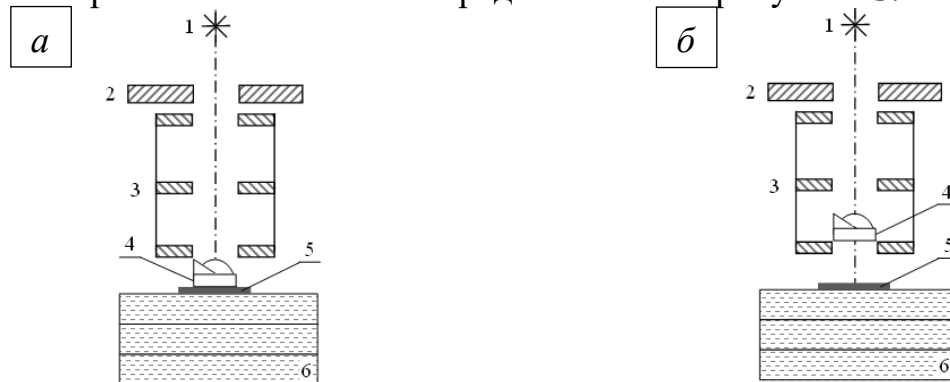
Тканеэквивалентность полимерных материалов была проанализирована с использованием такого параметра как индекс Хаунсфилда (HU) [9]. Известно, что для мягких тканей значение индексов Хаунсфилда колеблется в диапазоне от -190 до +150 HU (по шкале: воздух -1000 HU, вода 0 HU). Значения индексов Хаунсфилда для полимерных образцов, измерялись с помощью медицинского томографа и программного обеспечения eFilm Workstation, и составили для

объектов из АБС-пластика –  $-83 \pm 35$  НУ, из НIPS-пластика –  $-145 \pm 41$  НУ. Полученные данные позволяют сказать, что рассмотренные полимерные материалы являются тканеэквивалентными.

Эксперимент по оценке возможности применения объектов, изготовленных методом послойного наплавления из АБС-пластика, в качестве болюса для модификации дозного распределения полей электронов был проведен на клиническом линейном ускорителе TrueBeam (Университетская клиника Гамбург-Эппендорф, г. Гамбург, Германия). Тестовый объект из АБС-пластика помещался на стандартный дозиметрический твердотельный пластинчатый тканеэквивалентный фантом SP33. Между фантомом и формирующим элементом располагалась полимерная дозиметрическая пленка GafChromic EBT3, использующаяся для анализа дозного распределения в плоскости перпендикулярной оси падения пучка.

Эксперимент по оценке возможности применения объектов, изготовленных методом послойного наплавления из НIPS-пластика, в качестве компенсатора для формирования дозного поля электронов был проведен на клиническом ускорителе ONCOR (Московская городская онкологическая больница № 62, г. Москва, Российская Федерация). Формирующий тестовый объект из НIPS-пластика фиксировался в стандартном аппликаторе ускорителя на расстоянии 6,3 см от тканеэквивалентного фантома SP33, на поверхности которого закреплялась дозиметрическая пленка GafChromic EBT3.

В обоих случаях исследования проводились при стандартных параметрах облучения: расстояние от источника до поверхности фантома – 100 см; размер поля –  $10 \times 10$  см<sup>2</sup>; нормальное падение пучка электронов на пластинчатый тканеэквивалентный фантом; номинальная энергия пучка электронов – 6, 12, 18 и 20 МэВ. Экспериментальные схемы представлены на рисунке 13.



- 1 – источник электронов; 2 – первичная диафрагма; 3 – металлический аппликатор;  
4 – формирующий полимерный элемент; 5 – дозиметрическая пленка;  
6 – тканеэквивалентный фантом  
а) – полимерный объект – болюс; б) – полимерный объект – компенсатор

Рисунок 13 – Схема эксперимента

Обработка облученных дозиметрических пленок GafChromic EBT3 проводилась согласно стандартной процедуре описанной во второй главе. Анализ изображений проводился с использованием специального программного кода, разработанного в пакете прикладных программ MATLAB. На рисунках 14 и 15 представлены полученные пространственные распределения поглощенной дозы в нормировке на максимальное значение.

Как следует из приведенных результатов, полимерные образцы, изготовленные с помощью технологий трехмерной печати, могут быть использованы для разработки изделий, формирующих клинические пучки электронов.

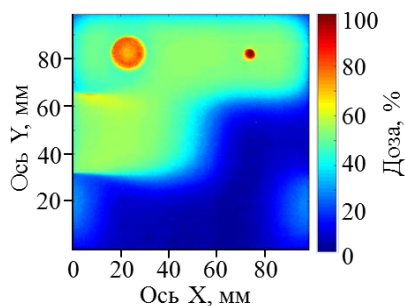


Рисунок 14 – Пространственное распределение поглощенной дозы пучка электронов с номинальной энергией 6 МэВ, сформированное тестовым объектом из АБС-пластика, используемого в качестве болюса (TrueBeam)

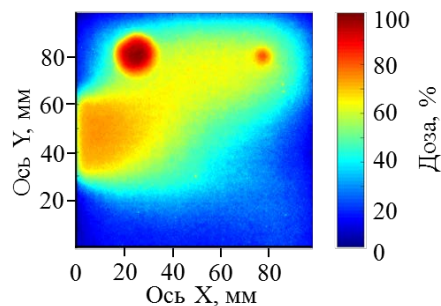


Рисунок 15 – Пространственное распределение поглощенной дозы пучка электронов с номинальной энергией 12 МэВ, сформированное тестовым объектом из HIPS-пластика, используемого в качестве компенсатора (ONCOR)

После анализа полученных результатов были сформулированы следующие требования к материалам и параметрам трехмерной печати при изготовлении формирующих полимерных образцов. Необходимо выбирать условия печати в зависимости от планируемого использования объекта. Для полимерного болюса важно добиться гладкой поверхности, как следствие необходимо использовать более тонкую нить при печати, либо проводить дополнительную шлифовку. При этом необходимо учитывать, что изготовленный объект должен быть монолитным, для того чтобы исключить влияние небольших расслоений элемента на формируемое дозное распределение. В случае изготовления полимерного компенсатора параметры печати не оказывают влияние на дозное распределение. Поэтому можно использовать более толстые филаменты для печати, что существенно уменьшает время изготовления объекта.

В *разделе 4.2* приводятся результаты оценки эффективности формирования терапевтического пучка электронов полимерным коллиматором сложной формы для реального медицинского случая дистанционного облучения злокачественного новообразования, в сравнении со стандартным подходом.

Для обоснования эффективности применения полимерных изделий, изготовленных посредством технологий трехмерной печати был выбран случай облучения кожи спинки носа из клинической практики Московской городской онкологической больницы № 62. При проведении сеансов лучевой терапии электронными пучками на аппарате ONCOR в данной больнице поля облучения формируются с помощью металлических коллиматоров сложной формы. На основе томографических данных пациента с помощью системы дозиметрического планирования в соответствии с контуром новообразования создается форма коллимационного окна, необходимая для корректного облучения очага. После утверждения плана лечения данные о геометрии коллимационного окна, передаются на станцию подготовки и изготовления пенополистиролового макета Compu cutter III; затем на основе макета заданная форма металлического коллиматора выплавляется в специальной печи фирмы CIVCO с использованием сплава А-158 (Bi – 50%, Pb – 26,7%, Sn – 13,3%, Cd – 10%). При создании полимерного коллиматора с помощью трехмерной печати из HIPS-пластика за основу была взята форма выплавленного металлического коллиматора. Номинальная энергия пучка электронов для проведения сеансов лучевой терапии, рассматриваемого клинического случая, составляла 6 МэВ. Толщина поглотителя выбиралась исходя из глубинного дозного распределения пучка электронов в HIPS-пластике,

полученного во второй главе, и составила 4 см. Поперечные размеры объекта составляли  $10 \times 10 \text{ см}^2$ , измеренная плотность изделия  $0,89 \pm 0,04 \text{ г/см}^3$ .

На первом этапе эксперимента стандартный аппликатор клинического ускорителя электронов ONCOR Impression Plus (Siemens) с размером поля  $10 \times 10 \text{ см}^2$  дополнялся металлическим коллиматором сложной формы, на втором – коллиматором из HIPS-пластика. Для оценки полученного распределения дозного поля электронов использовалась дозиметрическая пленка Gafchromic EBT3, закрепленная на поверхности твердотельного тканеэквивалентного фантома SP33. Расстояние от источника излучения до поверхности фантома составляло 100 см; от переднего края коллиматора до поверхности фантома – 6,3 см. Доза облучения составляла 2,5 Гр в изоцентре (глубина 2,0 см). Далее была получена картина разности дозовых распределений (рисунок 16). Для этого из поля, сформированного полимерным коллиматором, было вычтено поле, сформированное металлическим коллиматором.

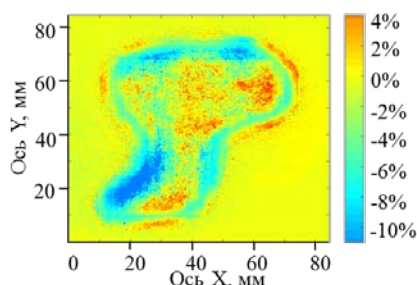


Рисунок 16 – Разность дозных распределений полученных с помощью полимерного и металлического коллиматоров

Из рисунка 16 видно, что в центральной области коллимационного окна наблюдается незначительное превышение дозы порядка 3% при применении пластикового коллиматора. Расхождение в дозовой нагрузке на границах поля вызвано незначительным отличием формы коллимационного окна пластикового изделия, ввиду того, что трехмерная модель полимерного объекта разрабатывалась на основе созданного вручную трафарета выплавленного металлического изделия.

Полученные результаты показали пригодность ударопрочного полистирола (HIPS-пластика) для поглощения терапевтического пучка электронов с номинальной энергией 6 МэВ. Изготовленные из этого пластика изделия методом быстрого прототипирования позволяют коллимировать электронные пучки с эффективностью не меньшей, чем при использовании металлических устройств.

В разделе 4.3 приводятся экспериментальные результаты формирования поля облучения клинического пучка электронов полимерным компенсатором сложной формы для случая интраоперационного облучения. Для этого был выбран пример интраоперационного облучения молочной железы, когда ложе опухоли располагается близко к легкому, переоблучение которого может привести к возникновению острых постлучевых реакций.

На практике при проведении сеансов интраоперационной лучевой терапии для снижения дозовой нагрузки при заданной энергии электронов применяются либо дополнительные фильтры, представляющие собой однородные по плотности и по толщине пластины, которые устанавливаются на пути следования пучка и позволяющие сместить дозное распределение ближе к поверхности без учета анатомической формы, либо дополнительные блоки, помещающиеся в ткани под ложе опухоли, что сопровождается дополнительным хирургическим вмешательством. Наличие полимерного компенсатора сложной формы,

изготовленного с помощью технологий трехмерной печати, позволит избежать вышеописанных сложностей.

Для оценки работоспособности данного подхода был проведен ряд экспериментов на выведенном пучке электронов интраоперационного бетатрона МИБ-6Э отделения радиотерапии Научно-исследовательского института онкологии Томского НИМЦ (г. Томск, Российская Федерация). В рамках работы были исследованы дозные распределения пучка электронов с энергий 6 МэВ для овального аппликатора с размером поля  $6 \times 8 \text{ см}^2$ . Расстояние от выходного окна ускорителя до поверхности тканеэквивалентного фантома составляло 85 см, от края аппликатора до поверхности фантома – 2 см. Форма дозного поля определялась с применением дозиметрических пленок GafChromic EBT3 на глубине 1 см в тканеэквивалентном дозиметрическом фантоме PW3. Доза облучения составляла 1 Гр на глубине дозного максимума в водном фантоме (1 см). Для измерения глубинного распределения дозы дозиметрическая пленка GafChromic EBT3 помещалась между плотно прижатыми пластинами фантома PW3 по центральной оси пучка параллельно плоскости его распространения.

Рассмотрен гипотетический случай интраоперационного облучения молочной железы, когда ложе опухоли располагается близко к легкому. Для защиты легочной ткани разработан формирующий полимерный элемент. Необходимо было добиться смещения дозы в приповерхностную область таким образом, чтобы уровень 50% изодозы находился на глубине 10 мм в тканеэквивалентной среде.

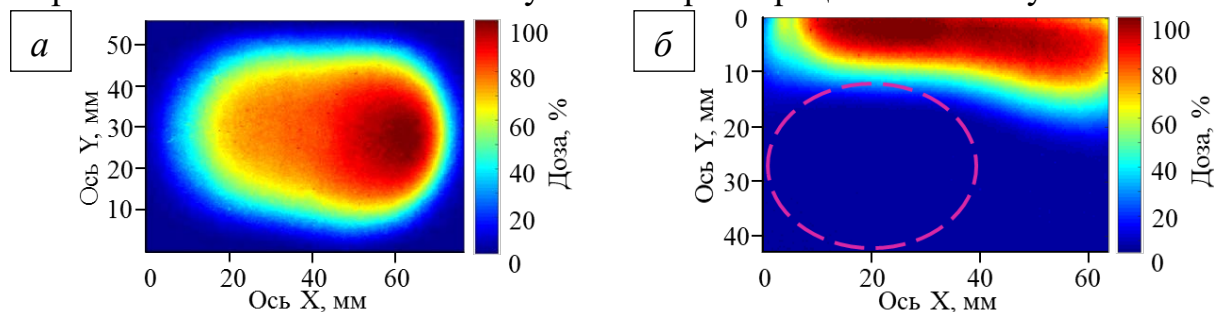
Форма изделия рассчитывалась в соответствии с поставленной задачей. Максимальная толщина поглотителя составила 1 см. После чего была создана 3D модель (рисунок 17 а), на основе которой из HIPS-пластика с помощью технологии послойного наплавления был изготовлен компенсатор (рисунок 17 б).



а) – 3D модель; б) – внешний вид

Рисунок 17 – Полимерный компенсатор сложной формы

Полученные данные пространственного распределения поглощенной дозы пучка электронов интраоперационного бетатрона МИБ-6Э в поперечной плоскости, сформированного полимерным компенсатором, представлено на рисунке 18 а, глубинное распределение дозы – на рисунке 18 б, контурной линией выделена область расположения критического органа (легкого) в соответствии с рассматриваемым гипотетическим случаем интраоперационного облучения.



а) – форма поля в поперечной плоскости пучка;

б) – форма поля в продольной плоскости пучка

Рисунок 18 – Распределение дозы пучка электронов интраоперационного бетатрона МИБ-6Э (энергия 6 МэВ) для овального аппликатора размером  $6 \times 8 \text{ см}^2$  с применением компенсатора из HIPS-пластика

Как следует из приведенных результатов, применение разработанного полимерного компенсатора позволяет сформировать глубинное распределение дозового поля в соответствии с поставленной клинической задачей.

В **заключении** излагаются основные результаты диссертации.

В **приложениях 1 и 2** представлены копии полученных при выполнении работы актов о внедрении результатов научных исследований.

Работа выполнена в рамках Соглашения № 14.578.21.0198 (RFMEFI57816X0198) при поддержке Федеральной целевой программы Министерства образования и науки Российской Федерации.

### **Основные результаты работы**

1. Разработаны и экспериментально испытаны программные коды, выполненные с использованием инструментария Geant4 и программы PCLab, для численного моделирования распределения поглощенной дозы пучков электронов в тканеэквивалентных средах, в том числе в полимерных материалах, пригодных для изготовления изделий методами трехмерной печати. На основе полученных расчетных данных определены геометрические параметры полимерных поглотителей для задач формирования полей облучения.
2. Проведено исследование радиационной стойкости полимерных материалов, пригодных для трехмерной печати методом послойного наплавления. Показано, что в диапазоне доз до 150 кГр АБС- и HIPS-пластики сохраняют свойства, влияющие на процесс формирования электронного поля облучения.
3. Предложен способ формирования дозных полей индивидуальной конфигурации пучков электронов с помощью полимерных изделий, изготовленных посредством технологий трехмерной печати из АБС- и HIPS-пластиков. Результаты подтверждены экспериментально на исследовательских и клинических ускорителях электронов в диапазоне энергий 6 – 20 МэВ.
4. Проведена экспериментальная оценка возможности формирования заданного дозного распределения клинического пучка электронов полимерным коллиматором в сравнении со стандартным металлическим коллиматором. Показано, что применение коллиматора из HIPS-пластика, изготовленного с помощью технологии послойного наплавления, позволяет формировать равномерное распределение дозы с такой же эффективностью, как и при использовании металлических изделий.
5. На примере клинического случая изготовлен и экспериментально апробирован тестовый полимерный компенсатор для процедуры облучения передней грудной стенки пациента пучком электронов. Экспериментальные данные показали возможность снижения дозовой нагрузки на критические органы более чем в два раза за счет модификации глубинного распределения дозы.

### **Список публикаций по теме диссертации**

#### **Статьи**

1. **Милойчикова, И. А.** Анализ прохождения плоскопараллельных пучков электронов через различные среды методами численного моделирования / И. А. Милойчикова, В. И. Беспалов, А. А. Красных, С. Г. Стучебров, Ю. М. Черепенников, Р. Р. Дусаев // Известия вузов. Физика. – 2017 – Т. 60 – № 12. – С. 57–63.
2. **Miloichikova, I. A.** Analysis of Plane-Parallel Electron Beam Propagation in Different Media by Numerical Simulation Methods / I. A. Miloichikova, V. I. Bespalov,

- A. A. Krasnykh, S. G. Stuchebrov, Yu. M. Cherepennikov, R. R. Dusaev // Russian Physics Journal: 2018. – Pp. 1-8.
3. **Милойчикова, И. А.** Анализ характера взаимодействия электронных пучков с модифицированным АБС-пластиком / А. А. Красных, И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров // Вестник Национального исследовательского ядерного университета МИФИ. – 2017 – Т. 6 – №. 2. – С. 108–112.
  4. **Miloichikova, I. A.** Simulation of the microtron electron beam profile formation using flattening filters / I. A. Miloichikova, S. G. Stuchebrov, I. B. Danilova, G. A. Naumenko // Physics of Particles and Nuclei Letters. – 2016. – Vol. 17. – № 3. – Pp. 890–892.
  5. **Miloichikova, I. A.** Formation of electron beam fields with 3D printed filters / I. A. Miloichikova, A. A Krasnykh, I. B. Danilova, S. G. Stuchebrov, V. A. Kudrina // AIP Conference Proceedings. – 2016. – Vol. 1772. – Article number 060016 – Pp. 1–7.
  6. **Miloichikova, I. A.** Numerical simulation of the medical linear accelerator electron beams absorption by ABS-plastic doped with metal / S. G. Stuchebrov, I. A. Miloichikova, A. A Krasnykh // AIP Conference Proceedings. – 2016. – Vol. 732. – Article number 012033 – Pp. 1–6.
  7. **Miloichikova, I. A.** Numerical simulation of the microtron electron beam absorption by the modified ABS-plastic / S. G. Stuchebrov, I. A. Miloichikova, A. L. Melnikov, M. A. Pereverzeva // Journal of Physics: Conference Series. – 2016. – Vol. 671. – Article number 012036 – Pp. 1–5.
  8. **Miloichikova, I. A.** Application of traditional and nanostructure materials for medical electron beams collimation: numerical simulation / I. A. Miloichikova, S. G. Stuchebrov, G. K. Zhaksybayeva, A. R. Wagner // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – 2015. – Vol. 98. – Article number 012011 – Pp. 1–6.
  9. **Miloichikova, I. A.** Comparison of the calculated and experimental data of the extracted electron beam profile / I. A. Miloichikova, A. –. Povolná, S. G. Stuchebrov, G. A. Naumenko // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – 2015. – Vol. 93. – Article number 012067 – Pp. 1–4.

#### **Тезисы и материалы докладов**

10. **Miloichikova, I. A.** Formation of the clinical electron beam with the help of HIPS-plastic devises produced by rapid prototyping techniques / Y. M. Cherepennikov, A. S. Gogolev, R. O. Rezaev, A. V. OGREBO // Radiation from Relativistic Electrons in Periodic Structures (RREPS-17): Book of Abstracts of XII International Symposium, Hamburg, September 18–22, 2017. – Tomsk: TPU Publishing House, 2017. – Pp. 141.
11. **Милойчикова, И. А.** Измерение глубинных распределений доз клинического пучка электронов в HIPS пластике / А. А. Красных, И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров // Физико-технические проблемы в науке, промышленности и медицине: сборник тезисов докладов IX Международной научно-практической конференции, Томск, 21–22 Сентября 2017. – Томск: ТПУ, 2017. – С. 58.
12. **Милойчикова, И. А.** Разработка метода формирования пучков электронов на основе аддитивных технологий / А. А. Красных, И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров // Наука будущего - наука молодых: сборник тезисов участников III Всероссийского научного форума, Нижний Новгород, 12–14 Сентября 2017. – Москва: Инконсалт К, 2017 – С. 488–492.

13. **Милойчикова, И. А.** Экспериментальное исследование глубинных распределений доз пучка электронов медицинского назначения в пластиковых образцах / А. А. Красных, И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров // VIII школа-конференция молодых атомщиков Сибири: сборник тезисов докладов, Томск, 17–19 Мая 2017. – Томск: ТУСУР, 2017 – С. 77.
14. **Милойчикова, И. А.** Применение пластиковых формирующих элементов для проведения лучевой терапии пучками электронов / И. А. Милойчикова, А. А. Красных, С. Г. Стучебров, Д. В. Журавлев, Д. Ю. Берчук, М. В. Шевченко // Актуальные вопросы фундаментальной и клинической онкологии: сборник материалов XII Всероссийской конференции молодых ученых-онкологов, посвященная памяти академика РАМН Н.В. Васильева, Томск, 27–28 Апреля 2017. – Томск: ТГУ, 2017. – С. 81–83.
15. **Милойчикова, И. А.** Метод формирования поперечных профилей электронных пучков путем создания фильтрующих элементов из АБС-пластиков / А. А. Красных, И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров // VII школа-конференция молодых атомщиков Сибири: сборник тезисов докладов, Северск, 19–21 октября 2016. – Северск: СТИ НИЯУ МИФИ, 2016. – с. 112
16. **Miloichikova, I. A.** Method of forming profiles of arbitrary electron beams / Yu. M. Cherepennikov, S. G. Stuchebrov, I. B. Danilova, I. A. Miloichikova // Radiation from Relativistic Electrons in Periodic Structures (RREPS-15): Book of Abstracts of XI International Symposium, Saint Petersburg, September 6–11, 2015. – Tomsk: TPU Publishing House, 2015. – Pp. 47.
17. **Милойчикова, И. А.** Анализ характера поглощения электронов АБС-пластиком с металлическими примесями / А. А. Красных, И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров // Информационные технологии неразрушающего контроля: сборник трудов Российской школы конференции с международным участием, Томск, 27–30 Октября 2015. – Томск: ТПУ, 2015. – С. 210–213.
18. **Милойчикова, И. А.** Фильтры для формирования полей электронных пучков / И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров // VI Школа-конференция молодых атомщиков Сибири: сборник тезисов докладов, Томск, 14–16 Октября 2015. – Северск: СТИ НИЯУ МИФИ, 2015. – С. 95.
19. **Милойчикова, И. А.** Моделирование поглощения электронного пучка микротрона модифицированным ABS-пластиком [Электронный ресурс] / И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров, Г. К. Жаксыбаева // Физико-технические проблемы в науке, промышленности и медицине: сборник тезисов докладов VII Международной научно-практической конференции, Томск, 3–6 Июня 2015. – Томск: ТПУ, 2015 – С. 227 – Режим доступа: <http://www.lib.tpu.ru/fulltext/c/2015/C49/C49.pdf>.
20. **Милойчикова, И. А.** Моделирование параметров выведенного электронного пучка микротрона ТПУ [Электронный ресурс] / И. А. Милойчикова, С. Г. Стучебров, Г. К. Жаксыбаева // Перспективы развития фундаментальных наук: сборник трудов XII Международной конференции студентов и молодых ученых, Томск, 21–24 Апреля 2015. – Томск: ТПУ, 2015. – С. 181–183. – Режим доступа: [http://science-persp.tpu.ru/Previous%20Materials/Konf\\_2015.pdf](http://science-persp.tpu.ru/Previous%20Materials/Konf_2015.pdf).
21. **Милойчикова, И. А.** Определение глубинного распределения дозы электронного пучка в тканеэквивалентной среде / И. А. Милойчикова, Е. С. Сухих // Наука. Технологии. Инновации: материалы всероссийской

научной конференции молодых ученых: в 10 т., Новосибирск, 21–24 Ноября 2013. –Новосибирск: НГТУ, 2013. – Т. 2 – С. 142–146.

22. **Miloichikova, I. A.** The measurement of the central-axis depth-dose curve of betatron electron beam in the phantom [Электронный ресурс] // Современные техника и технологии: сборник трудов XIX Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых: в 3 т., Томск, 15–19 Апреля 2013. – Томск: ТПУ, 2013. – Т. 3 – С. 98–99. – Режим доступа: <http://portal.tpu.ru:7777/science/konf/ctt/proceedings/2013>.
23. **Miloichikova, I. A.** The depth distribution of the absorbed dose of the electron beam in the tissue-equivalent medium // Методология проектирования молодежного научно-инновационного пространства для российской энергетики: сборник научных трудов Международной молодежной научной школы, Томск, 27–29 Марта 2013г. – Томск: ТПУ, 2013. – С. 68-71 – Режим доступа: <http://portal.tpu.ru/science/konf/mps/digest>.
24. **Miloichikova, I. A.** Methodology of nuclear radiation dosimetry based on polymer films // Методология проектирования молодежного научно-инновационного пространства для российской энергетики: сборник трудов Международной молодежной научной школы, Томск, 7–9 Июня 2012 г. – Томск: ТПУ, 2012 – С. 233–237 - Режим доступа: <http://portal.tpu.ru/science/konf/studschool/sbornik>.

## Цитированная литература

1. Под ред. А. Д. Каприна, В. В. Старинского, Г. В. Петровой Состояние онкологической помощи населению России в 2016 году. – М.: МНИОИ им. П.А. Герцена филиал ФГБУ «НМИРЦ» Минздрава России, 2017. –илл. - 236 с.
2. Жаринов Г. М., Некласова Н. Ю. Дистанционная лучевая терапия-история, достижения, перспективы //Практическая онкология. – 2016. – Т. 17. – №. 1. – С. 41-52.
3. Hogstrom K. R., Almond P. R. Review of electron beam therapy physics //Physics in Medicine & Biology. – 2006. – М. 51. – №. 13. – P. R455.
4. Khan F. M., Gibbons J. P. Khan's the physics of radiation therapy. – Fifth edition. – Lippincott Williams & Wilkins, 2014. – 572 p.
5. Gerbi B. J. et al. Recommendations for clinical electron beam dosimetry: supplement to the recommendations of Task Group 25 //Medical physics. – 2009. – V. 36. – №. 7. – P. 3239-3279.
6. Devic S. et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner //Medical physics. – 2005. – V. 32. – №. 7Part1. – P. 2245-2253.
7. Soon Z. F. Investigation of electron beam irradiated polystyrene under oven treatment : Diss. – UTAR, 2015. – 99 p.
8. Прототип 3D принтера с большой рабочей областью [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://3dtoday.ru/blogs/mikhashev/large-siberian-wooden/>.
9. Hounsfield G. N. Computed medical imaging // Journal of computer assisted tomography. – 1980. – Vol. 4, № 5. – P. 665–674.