

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации  
 федеральное государственное автономное  
 образовательное учреждение высшего образования  
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа Инженерная школа ядерных технологий  
 Направление подготовки 14.04.02 «Ядерная физика и технологии»  
 Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла

### МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
<b>Дозиметрия терапевтического протонного пучка фазотрона ОИЯИ на основе полимерных плёнок Gafchromic EBТ-3</b>

УДК 615.849.5:616-001.28:539.125.4.18

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0АМ7М	Хасенова Индира Женсбековна		

Руководитель ВКР

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОЯТЦ ИЯТШ	Черепенников Ю.М.	к.т.н.		

Консультант

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Начальник Отдела фазотрона ЛЯП ОИЯИ	Мицын Г. В.	к.т.н.		

### КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОСГН ШБИП	Меньшикова Е.В.	к.филос.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент ОЯТЦ ИЯТШ	Гоголева Т.С.	к.ф.-м.н.		

### ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ядерная медицина (медицинская физика)	Черепенников Ю.М.	к.т.н.		

## Планируемые результаты обучения

Код	Результат обучения*	Требования ФГОС ВО, СУОС, критериев АИОР, и/или заинтересованных сторон
P1	Применять глубокие, математические, естественнонаучные, социально-экономические и профессиональные знания для теоретических и экспериментальных исследований в области медицинской физики и ядерной медицины в профессиональной деятельности.	Требования ФГОС (ОПК-1,2, ПК-3, ОК-1,3), Критерий 5 АИОР (п.1.1), требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик».
P2	Ставить и решать инновационные инженерно-физические задачи, реализовывать проекты в области медицинской физики и ядерной медицины.	Требования ФГОС (ПК-9,10,13, 14, 15, ОПК-1,3), Критерий 5 АИОР (пп.1.2), требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик»
P3	Создавать теоретические, физические и математические модели, описывающие распространение и взаимодействие ионизирующих излучений с веществом и живой материей, процессы в ускорителях, процессы и механизмы переноса радиоактивности в окружающей среде.	Требования ФГОС (ПК-1,13, 22, ОК-2, ОПК-1), Критерий 5 АИОР (п.1.3) , требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик»
P4	Разрабатывать новые алгоритмы и методы: расчета современных физических установок и устройств для медицины; измерения характеристик полей ионизирующих излучений; исследований в медицинской физике и ядерной медицине.	Требования ФГОС (ПК-2, 4, 6, 8, ОК-2, ОПК-1), Критерий 5 АИОР (п.1.4) , требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик»
P5	Оценивать перспективы развития медицины, анализировать радиационные риски и сценарии потенциально возможных аварий, разрабатывать меры по снижению рисков и обеспечению радиационной безопасности руководствуясь законами и нормативными документами, составлять экспертное заключение.	Требования ФГОС (ПК-5, 7, 11, 12, ОК-2, ОПК-1), Критерий 5 АИОР (п.1.4), требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик»
P6	Проектировать и организовывать инновационный бизнес, разрабатывать и внедрять новые виды продукции и технологий, формировать эффективную стратегию и активную политику риск-менеджмента на предприятии, , применять знание основных положений патентного законодательства и авторского права Российской Федерации.	Требования ФГОС (ПК-16-21, 23), Критерий 5 АИОР (п.1.5) , требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик»
P7	Демонстрировать глубокие знания социальных, этических и культурных аспектов инновационной профессиональной деятельности.	Требования ФГОС (ОПК-1, 3, ОК-3), Критерий 5 АИОР (пп.2.4,2.5)
P8	Самостоятельно учиться и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности.	Требования ФГОС ( ОК-3, ПК-1, ОПК-1), Критерий 5 АИОР (2.6), требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик»
P9	Активно владеть иностранным языком на уровне, позволяющем работать в иноязычной среде, разрабатывать документацию, презентовать результаты профессиональной деятельности.	Требования ФГОС ( ПК-11, 16, 17, ОПК-3), Критерий 5 АИОР (п.2.2), требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик»
P10	Эффективно работать индивидуально и в коллективе, демонстрировать ответственность за результаты работы и готовность следовать корпоративной культуре организации.	Требования ФГОС (ПК-18, 23, ОК-2), Критерий 5 АИОР (пп.1.6, 2.3), требования Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации по ЕКС к должности «медицинский физик»

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации  
 федеральное государственное автономное  
 образовательное учреждение высшего образования  
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа Инженерная школа ядерных технологий  
 Направление подготовки (специальность) 14.04.02 «Ядерная физика и технологии»  
 Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла

УТВЕРЖДАЮ:  
 Руководитель ООП

\_\_\_\_\_  
 (Подпись)                      (Дата)                      (Ф.И.О.)

**ЗАДАНИЕ**  
**на выполнение выпускной квалификационной работы**

В форме:

магистерской диссертации
--------------------------

(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
0АМ7М	Хасеновой Индире Женсбековне

Тема работы:

Дозиметрия терапевтического протонного пучка фазотрона ОИЯИ на основе полимерных плёнок Gafchromic EBТ-3
Утверждена приказом директора (дата, номер)

Срок сдачи студентом выполненной работы:

--	--

**ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:**

<p><b>Исходные данные к работе</b>  <i>(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Протонный пучок фазотрона ЛЯП ОИЯИ</li> <li>2. Плёночный дозиметр Gafchromic EBТ-3</li> <li>3. Одномерный анализатор дозного поля (минидозограф)</li> </ol>
<p><b>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</b>  <i>(аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, конструирования; содержание процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Обзор и анализ российской и зарубежной литературы по дозиметрии терапевтических протонных пучков на основе полимерных плёнок;</li> <li>2. Измерение дозиметрических характеристик выведенного протонного пучка фазотрона ОИЯИ с помощью плёночных дозиметров, по-</li> </ol>

	лупроводниковой и ионизационной камер; 3. Построение и анализ измеренных глубинно – дозных распределений терапевтического и более узкого, специально сформированного для проведения измерений, протонных пучков; 4. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение; 5. Социальная ответственность.
--	--

**Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы**

Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Меньшикова Е.В.
Социальная ответственность	Гоголева Т.С.
Иностранный язык	Шайкина О.И.

**Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:**

История протонной терапии
Взаимодействие протонов с веществом
Особенности модифицированного и немодифицированного пиков Брэгга
Основы дозиметрии протонного пучка
«Quenching effect»
Возможности и перспективы протонной терапии

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	
--	--

**Задание выдал руководитель/ консультант (при наличии)::**

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОЯТЦ ИЯТШ	Черепенников Ю.М.	к.т.н.		
Начальник Отдела фазотрона ЛЯП ОИЯИ	Мицын Г. В.	к.т.н.		

**Задание принял к исполнению студент:**

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM7M	Хасенова Индира Женсбековна		

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации  
 федеральное государственное автономное  
 образовательное учреждение высшего образования  
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа Инженерная школа ядерных технологий  
 Направление подготовки (специальность) 14.04.02 «Ядерная физика и технологии»  
 Уровень образования Магистратура  
 Отделение школы (НОЦ) Отделение ядерно-топливного цикла  
 Период выполнения 2018/2019 учебные годы

Форма представления работы:

Магистерская диссертация
--------------------------

(бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)

### КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН выполнения выпускной квалификационной работы

Срок сдачи студентом выполненной работы:	
--	--

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
01.02.2019	1. Составление технического задания и выбор направления исследований	5
11.02.2019	2. Разработка общей методики проведения исследований	5
25.02.2019	3. Подбор и изучение материалов по теме	5
15.03.2019	4. Получение необходимых экспериментальных данных и проверка полученных результатов	5
16.04.2019	5. Обработка полученных данных	5
28.04.2019	6. Оформление выполненной работы	7
24. 05.2019	7. Подготовка к защите диссертационной работы	8

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОЯТЦ ИЯТШ	Черепенников Ю.М.	К.Т.Н.		

**СОГЛАСОВАНО:**

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ядерная медицина (медицинская физика)	Черепенников Ю.М.	К.Т.Н.		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА  
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И РЕСУРСО-  
СБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>
0АМ7М	Хасеновой Индира Женсбековне

<b>Школа</b>	Инженерная школа ядерных технологий	<b>Отделение школы (НОЦ)</b>	Отделение ядерно- топливного цикла
<b>Уровень обра- зования</b>	Магистратура	<b>Направление/ специальность</b>	14.04.02 «Ядерные физика и техноло- гии»

**Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:**

1. <i>Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих</i>	Работа с информацией, представленной в российских и иностранных научных публикациях, аналитических материалах, статистических бюллетенях и изданиях, нормативно-правовых документах
2. <i>Нормы и нормативы расходования ресурсов</i>	
3. <i>Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования</i>	

**Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:**

1. <i>Оценка коммерческого и инновационного потенциала НТИ</i>	SWOT-анализ Инициация проекта
2. <i>Планирование процесса управления НТИ: структура и график проведения, бюджет, риски и организация закупок</i>	Календарный план-график реализации проекта
3. <i>Определение ресурсной, финансовой, экономической эффективности</i>	Определение ресурсоэффективности проекта Реестр рисков проекта

**Перечень графического материала** (с точным указанием обязательных чертежей):

<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Матрица SWOT</li> <li>2. Заинтересованные стороны проекта</li> <li>3. Ограничения проекта</li> <li>4. Календарный план проекта и бюджет НТИ</li> <li>5. Определение ресурсоэффективности проекта</li> <li>6. Реестр рисков</li> </ol>
---

<b>Дата выдачи задания для раздела по линейному графику</b>	
---	--

**Задание выдал консультант:**

<b>Должность</b>	<b>ФИО</b>	<b>Ученая степень, звание</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
Доцент ОСГН ШБИП	Меньшикова Е.В.	к.филос.н		

**Задание принял к исполнению студент:**

<b>Группа</b>	<b>ФИО</b>	<b>Подпись</b>	<b>Дата</b>
0АМ7М	Хасенова Индира Женсбековна		

## ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
0АМ7М	Хасеновой Индире Женсбековне

<b>Школа</b>	Инженерная школа ядерных технологий	<b>Отделение школы (НОЦ)</b>	Отделение ядерно-топливного цикла
<b>Уровень образования</b>	Магистратура	<b>Направление/специальность</b>	14.04.02 «Ядерные физика и технологии»

### Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

<p>1. Описание рабочего места (рабочей зоны, технологического процесса, механического оборудования) на предмет возникновения:</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– вредных проявлений факторов производственной среды (вредные вещества, освещение, шумы, вибрации, электромагнитные поля, ионизирующие излучения);</li> <li>– опасных проявлений факторов производственной среды (электрической, пожарной природы).</li> </ul>
<p>2. Перечень законодательных и нормативных документов по теме</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– требования охраны труда при работе на ПЭВМ;</li> <li>– электробезопасность;</li> <li>– пожаровзрывобезопасность;</li> <li>– радиационная безопасность.</li> </ul>

### Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

<p>1. Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности:</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– действие фактора на организм человека;</li> <li>– приведение допустимых норм с необходимой размерностью (со ссылкой на соответствующий нормативно-технический документ);</li> <li>– предлагаемые средства защиты (коллективные и индивидуальные).</li> </ul>
<p>2. Анализ выявленных опасных факторов проектируемой произведённой среды в следующей последовательности:</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– электробезопасность (в т.ч. статическое электричество, средства защиты);</li> <li>– пожаровзрывобезопасность (причины, профилактические мероприятия, первичные средства пожаротушения).</li> </ul>

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику

### Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент ИЯТШ	Гоголева Т.С.	к.ф.-м.н.		

### Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0АМ7М	Хасенова Индира Женсбековна		

## РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 119 с., 49 рис., 15 табл., 28 источника, 1 приложение.

Ключевые слова: плёночный дозиметр Gafchromic EBТ-3, протонная лучевая терапия, медицинская физика, фазотрон ОИЯИ.

Объектом исследования является плёночный дозиметр семейства Gafchromic EBТ-3.

Цель работы – исследование возможностей и особенностей применения плёночного дозиметра Gafchromic EBТ-3 для дозиметрии терапевтического протонного пучка фазотрона ОИЯИ.

В ходе работы была проведена дозиметрия протонных пучков со средней энергией на входе в кабину 171 МэВ. Результаты измерения, полученные при помощи мини полупроводникового детектора и воздушной ионизационной камеры Markus, подтвердили приемлемость и возможность применения плёнки для дозиметрии протонного пучка фазотрона ОИЯИ. Были измерены и построены глубинные распределения поглощённой дозы терапевтического и более узкого, специально сформированного для проведения измерений, протонных пучков. Помимо всего вышеизложенного, был оценен вклад так называемого «quenching» эффекта в погрешность и неточность показаний полимерной пленки EBТ -3.

Задачи, поставленные в ходе выполнения работы:

1. Измерение дозиметрических характеристик выведенного протонного пучка фазотрона ОИЯИ с помощью плёночных дозиметров и полупроводниковой камеры, с их последующим сравнением с целью изучения вклада в измеряемые характеристики “quenching” эффекта, а также особенностей использования плёнки для проведения дозиметрии протонного пучка.
2. Построение и анализ измеренных глубинно – дозных распределений терапевтического и более моноэнергетического, специально сформированного для проведения измерений, протонных пучков

Область применения: исследовательские и медицинские учреждения.

## Оглавление

Введение.....	10
1 Обзор литературы.....	14
1.1 История протонной терапии .....	14
1.2 Взаимодействие протонов с веществом.....	15
1.3 Особенности модифицированного и немодифицированного пиков Брэгга .....	18
1.4 Основы дозиметрии протонного пучка .....	23
1.5 Quenching effect .....	24
1.6 Возможности и перспективы протонной терапии .....	26
2 Формирование глубинного дозного распределения терапевтического протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ.....	27
2.1 Фазотрон ЛЯП ОИЯИ .....	27
2.2 Многокабинный медико – технический комплекс Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ	30
2.3 Система транспортировки и формирования протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ ....	32
2.4 Модификация глубинных дозных распределений с помощью гребенчатых фильтров .....	35
3 Материалы и оборудование .....	37
3.1 Плёночный дозиметр Gafchromic EBT-3 .....	37
3.1.1 Описание и характеристика плёночного дозиметра Gafchromic.....	37
3.1.2 Особенности плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3 .....	39
3.1.3 Калибровка плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3 .....	40
3.2 Одномерный анализатор дозного поля (минидозограф) .....	42
3.3 Воздушная ионизационная камера Markus.....	45
4 Экспериментальная часть .....	47
4.1 Измерение глубинно-дозного распределения пучков, при помощи одномерного анализатора дозного поля (минидозографа).....	47
4.2 Калибровка радиохромной пленки Gafchromic EBT – 3 .....	51
4.3 Облучение пленки Gafchromic EBT – 3 под углом 5 ° дозой 2,5 Гр.....	54
4.4 Облучение 13 пленок Gafchromic EBT – 3 с ионизационной камерой Markus .....	57
Заключение.....	60
5 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение .....	62
6 Социальная ответственность .....	84
Список литературы .....	98
Приложение А .....	101

## Введение

Проблема роста числа онкологических заболеваний с каждым годом становится все более актуальной. Всемирная организация здравоохранения выдает неутешительную статистику, на основании которой, можно сделать вывод о том, что каждый год от онкологических заболеваний в мире умирают более 8 млн. человек. В мире в 2012 году было выявлено более 14 миллионов новых случаев заболевания; 8,2 млн. больных умерло [1]. В России на конец 2012 года на учете в онкологических учреждениях состояли более трех миллионов больных. За последние 10 лет число больных с онкологическими заболеваниями в стране увеличилось на 25,5% [1].

На сегодняшний день медицина применяет широкий спектр физических технологий и оборудования для диагностики и лечения, профилактики и терапии рака. Существует несколько видов лечения данной категории заболеваний: химиотерапевтическое и хирургическое лечение, лучевая и гормональная терапии, а также различные их комбинации. Но лучевая терапия является основополагающим элементом в области высоких медицинских технологий, назначение лучевой терапии (ЛТ) показано (70÷75) % онкологических больных [2].

История лучевой терапии насчитывает собой уже порядка более сотни лет. На данный момент, это - один из важнейших методов лечения рака. За это время была проделана огромная работа по совершенствованию методики данного вида терапии. В 1946 году известный американский ученый Роберт Вильсон сделал предложение по использованию в лучевой терапии пучков ускоренных протонов или других более тяжелых ядер. Им также был отмечен ряд преимуществ использования ускоренных протонов и ядер гелия и дейтерия по сравнению с гамма излучением.

В 1952 году в США было начато лечение первых онкологических пациентов на пучках ядер гелия и дейтерия. В дальнейшем интерес к пучковой лучевой терапии существенно расширился после появления многочисленных протонных установок.

Следует отметить, что на первоначальном этапе освоения протонной лучевой терапии Россия (СССР) была на передовых позициях. После того, как было понято, что биология воздействия протонов на живое вещество аналогична действию гамма-облучения, внимание передовых экспериментальных исследований было связано с тяжёлыми ионами, оказывающими более сильное биологическое воздействие, что связано с их высокими линейными ионизационными потерями. Протоны слабо рассеиваются в поперечном направлении и выделяют значительную часть своей энергии в конце пробега, тем самым образуя пик Брэгга. Вследствие этого появляется возможность формирования пространственных дозных распределений, область максимальной дозы которых наиболее близко совпадает с формой критической (облучаемой) структуры и резко спадает за ее границами.

Однако реализация данного ряда преимуществ, требует выполнения высоких требований к качеству формирования пучка, планированию лечения, фиксации пациента при проведении терапии, а также высокой точности дозиметрии [3].

Именно поэтому целью данной работы было обозначено исследование возможностей и особенностей применения плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3, что позволит проверить качество и точность процесса дозиметрии терапевтического протонного пучка фазотрона ОИЯИ.

В ходе работы была проведена дозиметрия протонных пучков со средней энергией на входе в кабину 171 МэВ. Результаты измерения, полученные при помощи мини полупроводникового детектора и воздушной ионизационной камеры Markus, в специализированной программе физики взаимодействия элементарных частиц «Fluka», подтвердили приемлемость и возможность применения плёнки для дозиметрии протонного пучка фазотрона ОИЯИ. Были измерены и построены глубинные распределения поглощённой дозы терапевтического и более узкого, специально сформированного для проведения измерений, протонных пучков. Помимо всего вышеизложенно-

го, был оценен вклад так называемого «quenching» эффекта в погрешность и неточность показаний полимерной пленки ЕВТ – 3.

Задачи, поставленные в ходе выполнения работы:

1. Измерение дозиметрических характеристик выведенного протонного пучка фазотрона ОИЯИ с помощью плёночных дозиметров и полупроводниковой камеры, с их последующим сравнением с целью изучения вклада в измеряемые характеристики “quenching” эффекта, а также особенностей использования плёнки для проведения дозиметрии протонного пучка.
2. Построение и анализ измеренных глубинно – дозных распределений терапевтического и более моноэнергетического, специально сформированного для проведения измерений, протонных пучков

#### **Научная новизна.**

Впервые было проведено исследование возможностей и особенностей применения плёночного дозиметра Gafchromic ЕВТ-3 для дозиметрии терапевтического протонного пучка фазотрона ОИЯИ.

#### **Личный вклад автора.**

Личный вклад автора состоит в постановке задач исследования, разработке экспериментальных методов их решения, в непосредственном участии в проведении всех экспериментальных и клинических исследований, апробации результатов исследования, подготовке публикаций по теме диссертации. Вся обработка, анализ и интерпретация полученных результатов выполнена лично автором.

#### **Внедрение результатов в практику.**

Результаты клинического исследования внедрены в практическую работу на протонном пучке фазотрона ЛЯП ОИЯИ. В частности, информация о применимости плёночного дозиметра Gafchromic ЕВТ-3 в дозиметрии протонных пучков фазотрона ЛЯП ОИЯИ подтверждает эффективность данного вида дозиметров в процедуре проверки и оценке качества генерируемых пучков фазотрона.

### **Публикации.**

По материалам диссертации будет опубликована 1 работа, посвященная исследованию возможностей и особенностей применения плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3 для дозиметрии терапевтического протонного пучка фазотрона ОИЯИ в рамках проведения международной конференции «International Conference on Radiation Applications (RAP 2019)» в Сербии.

## **1 Обзор литературы**

### **1.1 История протонной терапии**

История протонной терапии берет свое начало в 1946 году, когда Роберт Уилсон опубликовал большую статью, в которой предложил использовать пучки протонов, выведенные из ускорителей, для лечения глубоко расположенных опухолей у людей [1]. В этой статье он объяснил биофизическое действие протонной терапии, а также ключевые инженерные методы доставки пучка. В 1954 году первый человек был облучен протонными пучками в лаборатории Лоуренса в Беркли [2].

В 1962 году в Гарвардской циклотронной лаборатории была начата специализированная программа по радиохирургическому протонному лечению [3], вслед за которой в середине 1970-х годов последовала разработка методики лечения рака глаза и более крупных опухолей. Физики из Гарварда, сотрудничая с коллегами из Массачусетской больницы общего профиля, Массачусетского офтальмологического отделения и др., разработали большую часть физических и инженерных технологий, необходимых для безопасного и эффективного лечения пациентов протонными пучками.

Примечательно, что программа исследований и разработок в Гарварде продолжалась более 40 лет [4]. В течение того же периода физики в исследовательских центрах по всему миру разрабатывали другие ключевые технологии, включая основы работы с ускорительной техникой, системы планирования лечения, компьютерную томографию (КТ) и магнитно-резонансную томографию.

Коммерческие системы доставки протонов разрабатывались и утверждались десятилетиями, прежде чем, наконец, появились в 2001 году после преодоления значительных трудностей. Стоимость оборудования для протонной терапии остается намного выше, чем у аналогичного оборудования для лучевой терапии фотонами; долгожданная экономия протонной терапии еще не осуществлена. Даже во времена относительного расцвета и развития, распределение скудных ресурсов на протонную терапию было ограничено

сравнительно редкими доказательствами ее конкурентоспособности и экономической эффективности [5].

Но, несмотря, на многие препятствия, был достигнут значительный прогресс. К концу 2014 года в США действовали 16 центров протонной терапии и 46 центров по всему миру (PTCOG 2014). Международная группа по лучевой терапии (PTCOG) сообщила, что к концу 2013 года во всем мире прошли лучевую терапию протонами, по меньшей мере, 105 743 пациента (PTCOG 2014). Сообщество протонной терапии активизировало усилия по проведению клинических испытаний, в которых сравнивались результаты лечения онкологических больных протонной терапией с результатами после лучевой терапии другими частицами с использованием новейших технологий [6].

Основным преимуществом протонной терапии является обеспечение превосходного пространственного распределения дозы в теле пациента. Однако, в последние годы преимущество протонов над фотонами в обеспечении высокой конформности и равномерности распределения дозы в опухоли было в значительной степени уменьшено благодаря высоким достижениям фотонной терапии, таким как разработка модулированной по интенсивности фотонной терапии и объемной модулированной дуговой терапии [7].

## **1.2 Взаимодействие протонов с веществом**

На рисунке 1.2.1 изображено несколько механизмов, с помощью которых протон взаимодействует с атомом или ядром: кулоновское взаимодействие с атомными электронами, кулоновское взаимодействие с атомным ядром, ядерные реакции и тормозное излучение. В первом приближении протоны непрерывно теряют кинетическую энергию из-за частых неупругих кулоновских взаимодействий с атомными электронами. Большинство протонов движутся почти по прямой линии, потому что их масса покоя в 1832 раза больше массы электрона.

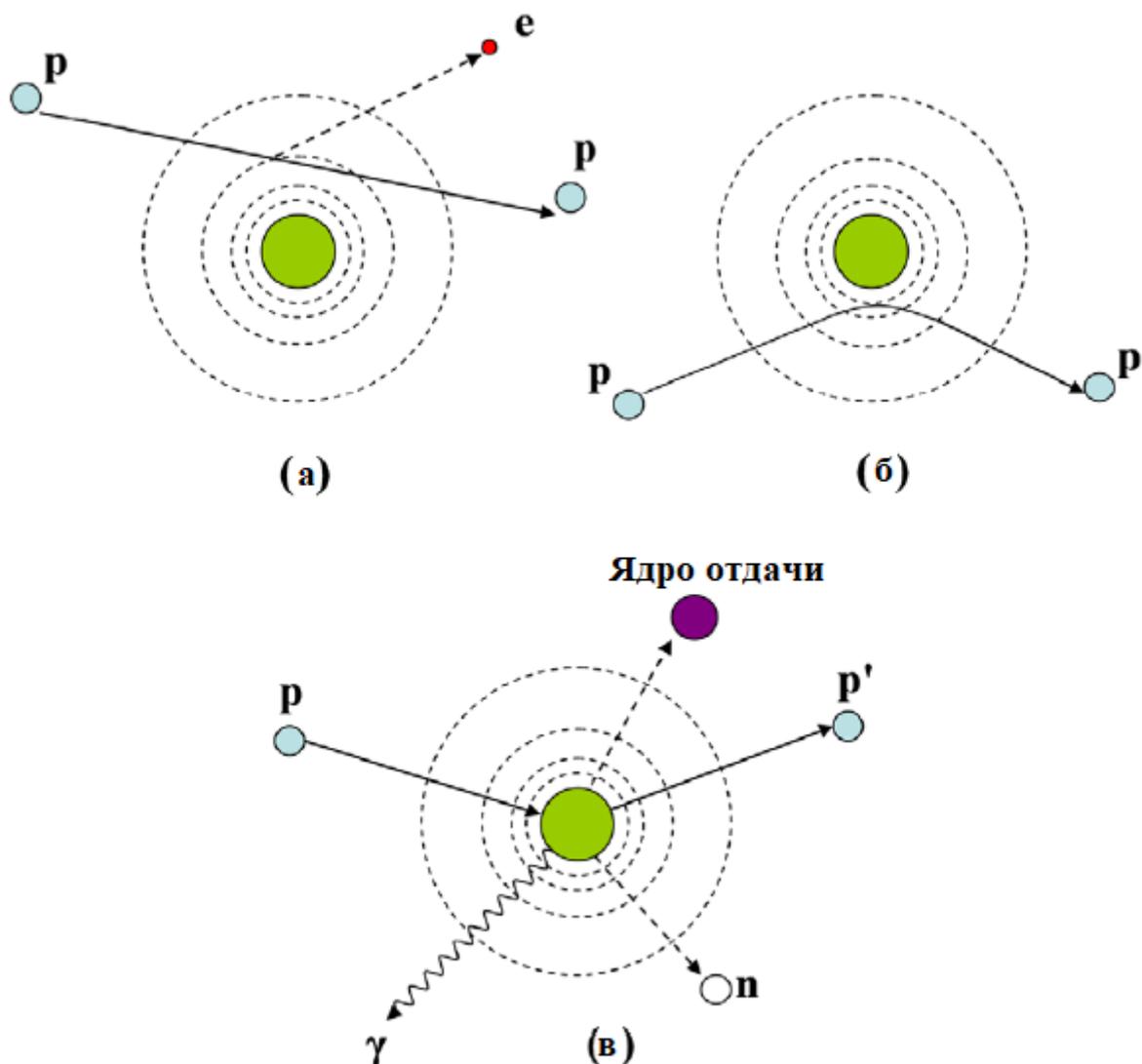


Рисунок 1.2.1. Схематическая иллюстрация механизмов взаимодействия протонов: (а) потеря энергии при неупругих кулоновских взаимодействиях, (б) отклонение траектории протона за счет упругого кулоновского рассеяния с ядром, (в) удаление первичного протона и образование вторичных частиц через неупругое ядерное взаимодействие ( $p$ : протон,  $e$ : электрон,  $n$ : нейтрон,  $\gamma$ : гамма-лучи).

Напротив, протон, проходящий близко к атомному ядру, испытывает отталкивающее упругое кулоновское взаимодействие, которое вследствие большой массы ядра отклоняет протон от его первоначальной прямой траектории. Неэластичные столкновения между протонами и атомным ядром встречаются реже, но с точки зрения судьбы отдельного протона имеют го-

раздо более глубокий эффект. В ядерной реакции протон проникает в ядро; ядро может испускать протон, дейтрон, тритон или более тяжелый ион или один или несколько нейтронов. Наконец, протонное тормозное излучение теоретически возможно, но при терапевтических энергиях протонного пучка этот эффект незначителен.

В таблице 1.2.1 приведены типы взаимодействия протонов, мишени взаимодействия, основные эжекторы, влияние на пучок протонов и дозиметрические проявления.

Таблица 1.2.1. Типы взаимодействия протонов, мишени взаимодействия, основные продукты реакции, влияние на пучок протонов и дозиметрические проявления взаимодействий.

Тип взаимодействия	Мишень	Продукты взаимодействия	Влияние на пучок	Дозиметрические проявления взаимодействия
Неупругое кулоновское рассеяние	Атомные электроны	Первичный протон, электроны ионизации	Непрерывная потеря энергии	Определяет область, которая будет подвержена облучению
Упругое кулоновское рассеяние	Атомные ядра	Первичный протон, ядро отдачи	Изменение траектории	Определяет резкость боковой полутени
Неупругие ядерные реакции	Атомные ядра	Вторичные протоны и более тяжелые ионы, нейтроны и гамма-лучи	Удаление первичного протона из пучка	Первичный флюенс, генерация рассеянных нейтронов, генерация гамма-излучения
Тормозное излучение	Атомные ядра	Первичный протон, тормозное излучение фотона	Потеря энергии, отклонение от первичной траектории	Не принимается в расчет

### 1.3 Особенности модифицированного и немодифицированного пиков Брэгга

Пространственное распределение дозы от пучков клинической протонной терапии очень похоже на распределение пучков фотонов и электронов. Боковые профили, как правило, довольно плоские в центральной области высокой дозы, а затем быстро падают в полутеневые области, где ширина полутени увеличивается с глубиной в теле пациента. Кривая глубинной дозы центральной оси протонов, в некоторой степени, аналогична кривой от электронов, но с более резким спадом в дистальной части.

На рисунках 1.3.1 и 1.3.2 сравниваются кривые глубинно-дозного распределения лучевой терапии различными частицами, показывая основные дозиметрические свойства, которые во многих случаях являются клинически выгодными, а именно: относительно низкую входную дозу, большую и равномерную дозу для покрытия опухоли и быстрое снижение дозы в задней области спада дозы, в целях сохранения нормальных тканей.

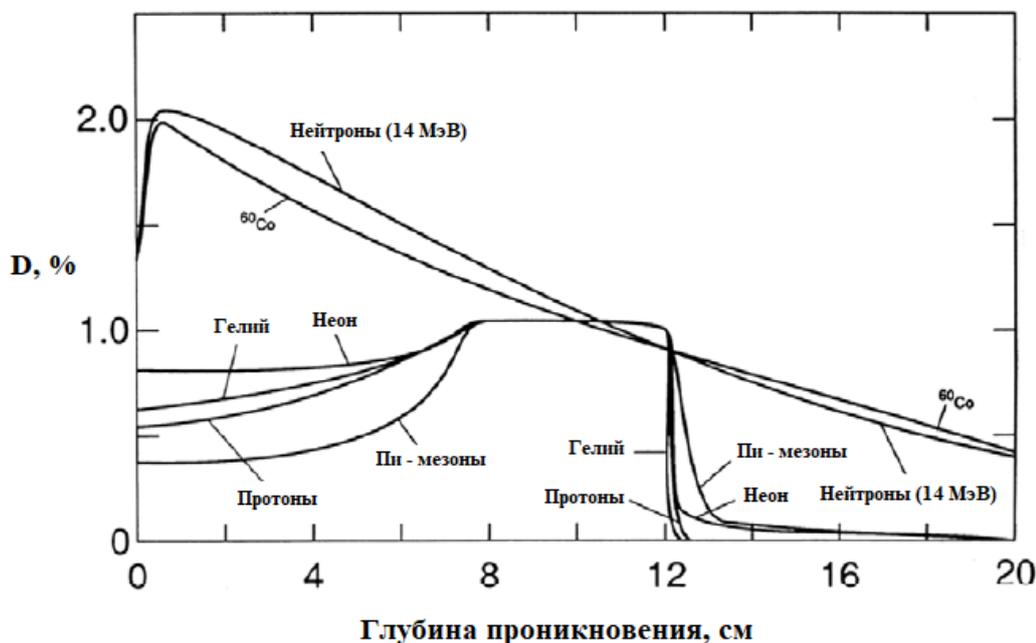


Рисунок 1.3.1. Глубинно-дозное распределение от пучков различных частиц. Обратите внимание, что эти распределения взяты для различных частиц, чтобы четко сравнить различия в физических свойствах различного вида излучений. Важными особенностями являются то, что протонные пучки

предлагают относительно низкую входную дозу и практически отсутствующую дозу на задней границе спада дозы. Эти свойства, в сочетании с равномерным профилем боковой дозы и резкой шириной боковой полутени, позволяют протонным пучкам облучать самые разнообразные по размеру и локализации опухоли, в то же время, обеспечивая превосходную сохранность здоровых тканей во многих случаях. Тем не менее, многие методики клинического лечения используют несколько направлений поля для повышения равномерности охвата опухоли и для сохранения чувствительных здоровых тканей. Тем самым, пучки протонов обеспечивают защиту кожи и тканей, находящихся за пределами диапазона облучения [8].

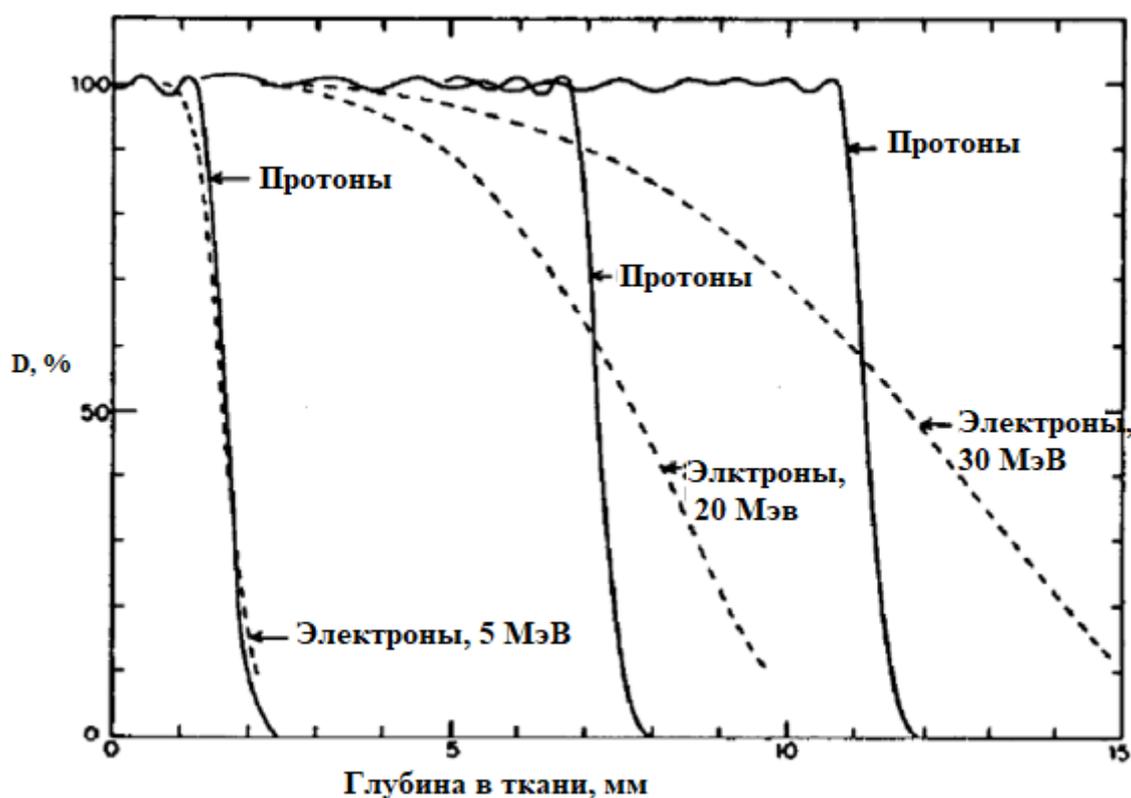


Рисунок 1.3.2. Сравнение глубинно-дозных распределений от протонных модифицированных и электронных пучков. Поскольку масса протона почти в 2000 раз больше массы электрона, взаимодействия рассеяния протонов (отдельные угловые отклонения) значительно меньше, что приводит к более резким боковым и дистальным расстояниям спада.

На рисунке 1.3.3 показан немодифицированный протонный пик вместе с метками, идентифицирующими некоторые области. В порядке увеличения

глубины, это области накопления электронов, накопления протонов, «подпика», пика и дистального спада. На рисунке также показаны несколько характерных областей.

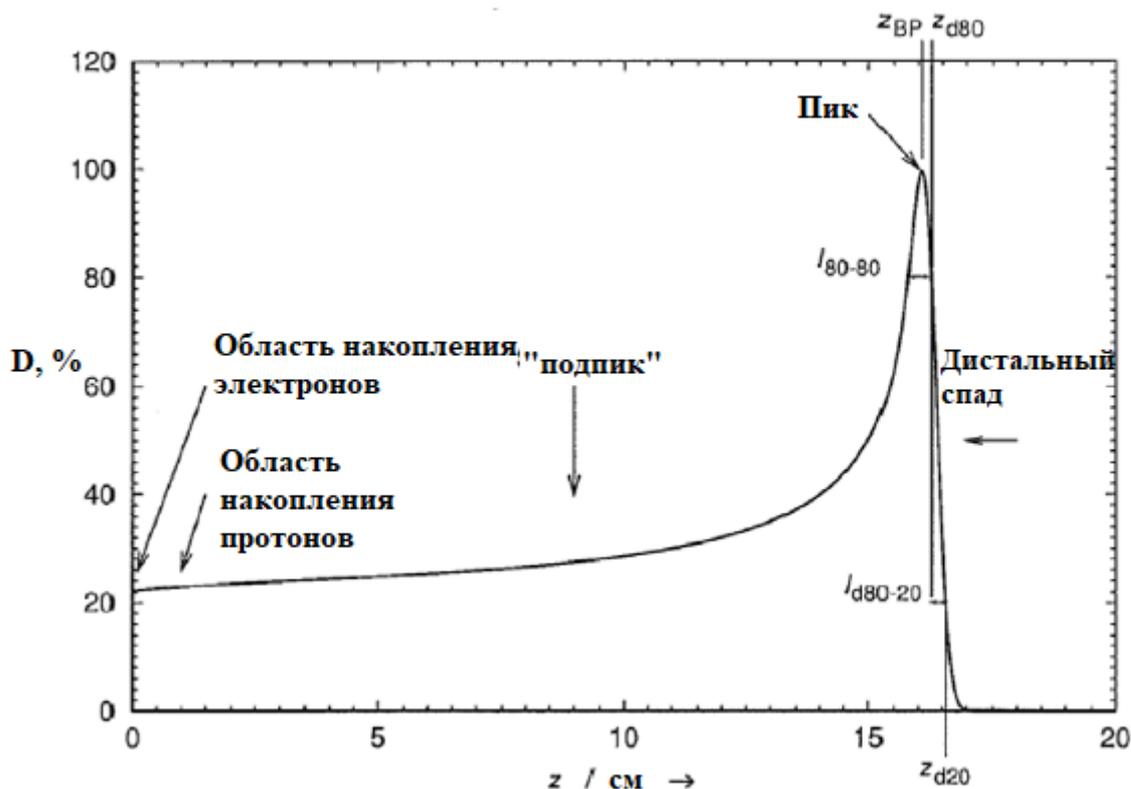


Рисунок 1.3.3. Поглощенная доза  $D$  как функция глубины  $z$  в воде от немодулированного (первичного) протонного пика Брэгга, создаваемого протонным пучком с начальной энергией 154 МэВ. Различные области, глубины и длины, которые помечены, определены в тексте. (Электронное накопление не видно на этом графике). Этот тип распределения дозы полезен клинически из-за относительно низких доз, доставляемых в нормальные ткани в областях субпика и дистального спада относительно доставленной целевой дозы в пике.

Анатомические определения модулированной кривой Брэгга во многом похожи на определения немодифицированной кривой Брэгга (SOBP), как видно на рисунке 1.3.4. Однако существует несколько уникальных особенностей при характеристике SOBP из-за их иногда необычной формы. Например, SOBP с двумя или более дискретными первичными кривыми Брэгга могут

иметь максимумы нескольких доз в области модулированного пика (например, пульсация, показанная на рисунке 1.3.5).



Рис. 1.3.4. Поглощенная доза  $D$  как функция глубины  $z$  в воде от модифицированного протонного пика Брэгга (SOBP). Различные регионы и области, которые указаны на графике, описаны в тексте. Этот пик был измерен в Северо-восточном центре протонной терапии (NPTC).

**Немодифицированная кривая Брэгга:** распределение дозы в поглотителе, облученным моноэнергетическим или почти моноэнергетическим протонным пучком. Другими словами, не были использованы устройства или методики для модуляции потока протонов или спектрального потока.

**Модифицированная кривая Брэгга:** распределение дозы по глубине в поглотителе, облучаемом пучком, который был намеренно изменен для увеличения осевого размера области пика. Это достигается путем модуляции дальности и флюенса пучка. Клинические системы достигают этого путем объединения нескольких квазимоноэнергетических пучков или с непрерывно модулированным пучком.

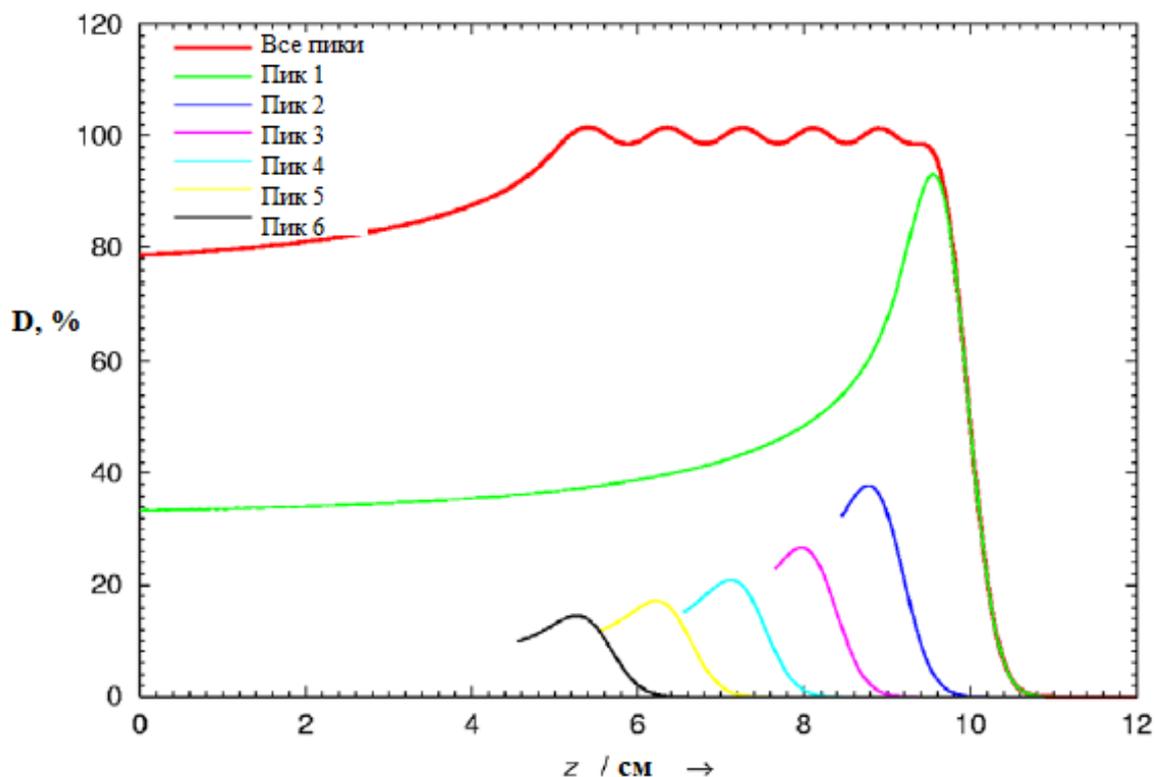


Рис. 1.3.5. Поглощенная доза  $D$  как функция глубины  $z$  в воде от модифицированного пика Брэгга (SOBP) (самая верхняя кривая) и составляющих его первичных пиков Брэгга (нижние кривые; для ясности, все, кроме самого глубокого первозданного пика Брэгга, только частично нарисовано). Во многих случаях клинический целевой объем больше, чем ширина пристеночного пика Брэгга. Путем соответствующей модуляции протонного диапазона и плотности пиковых значений пика, область высокой дозы может быть расширена, чтобы покрыть целевой объем однородной дозой.

**Область накопления электронов:** небольшая область вблизи поверхности поглотителя, где падает пучок протонов. При некоторых обстоятельствах эта область демонстрирует увеличение дозы с увеличением глубины, асимптотически приближаясь к поглощенной дозе в подпиковой области на глубине, соответствующей диапазону наиболее проникающего электрона отдачи. В некоторых случаях электронное накопление не наблюдается.

**Область накопления протонов:** область вблизи поверхности поглотителя, где поглощенная доза увеличивается с глубиной из-за накопления вторичных протонов, которые связаны с вызванными протонами неупругими

ядерными взаимодействиями (например, реакциями  $^{16}\text{O}(p, xp)$ ). Как и в случае накопления электронов, накопление протонов в некоторых случаях может не наблюдаться, особенно при низких энергиях падающего пучка протонов.

**Область «подпика»:** область, простирающаяся от поверхности поглотителя до глубины, проксимальной от пика. Физические процессы, вовлеченные здесь, в порядке убывания своего вклада, зависимость тормозной способности от обратного квадрата скорости протона, удаление некоторых протонов ядерными реакциями, освобождение вторичных частиц – продуктов ядерных реакций.

**Немодифицированный пик Брэгга** - это просто максимальная доза в конце диапазона кривой, и он находится в точке  $Z_{BR}$ , которая определяется следующими физическими процессами, определяющими местоположение и / или высоту пика, - это, в основном, распределение энергии, ядерные реакции в значительно меньшей степени.

**Дистальная область спада:** эта область заднего спада дозы. Ширина этой области не ограничена. Однако во многих практических ситуациях область дистального спада может быть обрезана, может быть обрезана на глубине, где доза падает ниже порогового значения, например, 1% от дозы на пике Брэгга.

#### **1.4 Основы дозиметрии протонного пучка**

Как правило, клиническая эталонная дозиметрия проводится путем калибровки дозиметра в клинике и в лаборатории клинических стандартов, а затем «переноса» калибровки на терапевтические пучки. Чтобы свести к минимуму систематические ошибки, вносимые этим процессом переноса, оба процесса облучения производятся с одинаковым дозиметром и в идентичных (или очень похожих) «стандартных условиях» [9].

Следовательно, исходные условия должны быть воспроизводимыми и клинически значимыми. Однако национальные или международные калибро-

вочные лаборатории еще не производят протонные калибровочные пучки, имеющие отношение к протонной терапии (предположительно, из-за чрезмерно высоких затрат, низкого спроса и ограниченных ресурсов). Из-за этого ограничения сообщество протонной терапии разработало альтернативные методы для протонной эталонной дозиметрии.

В течение многих десятилетий эталонные поля для калибровки протонных дозиметров характеризовались с использованием чашки Фарадея [10] для измерения флюенса протонов в воздухе. Сегодня большинство учреждений протонной терапии применяют эталонную протонную дозиметрию, используя метод ионизационной камеры для измерения поглощенной дозы в воде [11].

При использовании последней методики ионизационная камера калибруется с использованием стандартных условий для фотонной терапии (то есть полей излучения  $^{60}\text{Co}$ , которые широко доступны в калибровочных лабораториях), и применяется поправочный коэффициент, который корректирует различия в реакции камеры на пучки  $^{60}\text{Co}$  и протонов. При правильной реализации методы согласуются в пределах неопределенности [12].

Несколько консультативных органов опубликовали протоколы дозиметрии для контрольной дозиметрии, такие как Американская ассоциация физиков в медицине (AAPM 1986), Европейская группа по клинической дозиметрии тяжелых частиц (ECHED), Международная комиссия по радиационным единицам и измерениям (ICRU 1998, 2007) и Международное агентство по атомной энергии (МАГАТЭ, 2000 год). Ватницкий и др. (1999а) провели международное взаимное сравнение протонной дозиметрии на основе протокола ICRU Report 59 (ICRU 1998) и сообщили, что поглощенная доза для воды может быть получена в пределах 3% [13,14,15,16].

## **1.5 Quenching effect**

Радиационная терапия, использующая энергию, выделяемую заряженными частицами, в настоящее время имеет преимущество благодаря тому,

что эти частицы имеют выгодное свойство достигать в конце своего пути более высокой линейной передачи энергии (LET) и, как следствие, более высокой биологической эффективности (RBE), чем у фотонов.

Об этом свидетельствует наличие характерного пика (пика Брэгга) в распределении пучков заряженных частиц по глубине. Почти полное отсутствие сообщенной дозы за пределами этого пика приводит к возможности достижения лучшего локального охвата объема опухоли, в котором доставляется высокая доза.

Однако для достижения этой цели, необходимо проводить точные контрольные измерения в эталонном фантоме. Калиброванные детекторы необходимы для этой цели. Детекторами, наиболее используемыми для этой цели, являются ионизационные камеры, которые позволяют с высокой точностью определять локальные дозы.

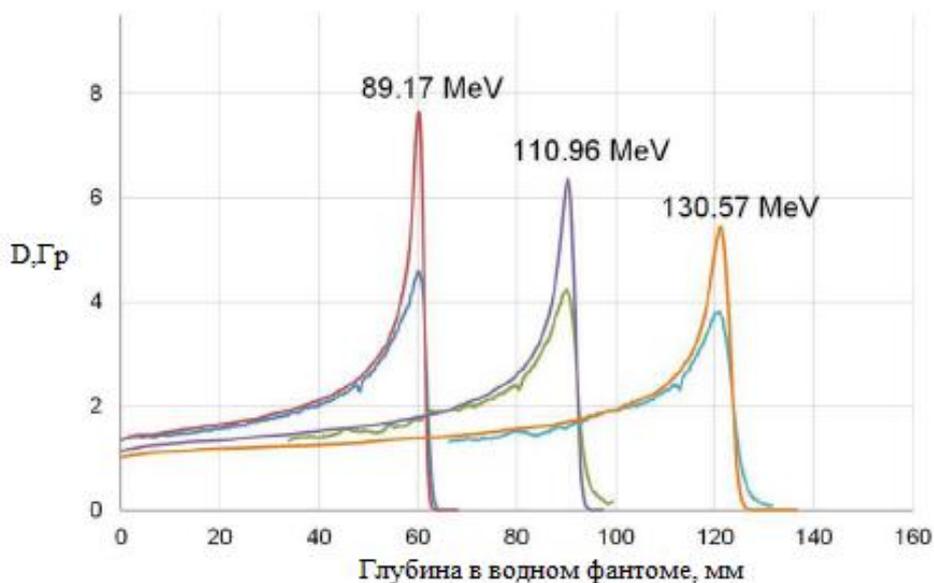


Рисунок 1.5.1. Пример результата эффекта гашения (Quenching effect): центральные профили глубинной дозы, измеренные с помощью пленок ЕВТЗ (нижние профили) и рассчитанные с помощью симуляций Монте-Карло (более высокие профили) [17].

Значительный интерес вызывают радиохромные пленки, которые позволяют визуализировать пространственное распределение поглощенной до-

зы. Общеизвестной проблемой, связанной с этими дозиметрами, является существенная зависимость отклика от излучения ЛЕТ. Гашение чувствительности радиохромных дозиметров изучалось многими авторами, и были предложены различные подходы для коррекции прогрессивного недостаточного ответа.

Как было сказано ранее, отклик радиохромных пленок зависит от ЛПЭ излучения. Фактически, если профиль глубинной дозы, извлеченный из изображения дозы, полученного с помощью пленки ЕВТЗ, сравнивают с профилем, измеренным (вдоль той же оси) с помощью ионизационной камеры или вычисленным соответствующим образом разработанным программным обеспечением, эффект гашения проявляется в области пика Брэгга [18].

### **1.6 Возможности и перспективы протонной терапии**

Будущее использование протонной терапии сложно предсказать. Существуют некоторые предварительные данные о том, что она будет по-прежнему становиться все более доступной в развитых странах, возможно, благодаря четким теоретическим дозиметрическим преимуществам, связанным с распределением дозы пучка протонов [19]. Другие аргументы в пользу протонной терапии включают в себя превосходную оценку безопасности и эффективности лечения. Кроме того, за последние 15 лет многие аргументы против протонной терапии были в значительной степени или полностью опровергнуты.

Тем не менее, скептицизм и противоречия остаются в отношении конечной роли протонной терапии в радиационной онкологии. Особенно в последние несколько лет споры, как представляется, сосредоточены на эффективности затрат и конкурентоспособности затрат. По сути, аргумент гласит, что стоимость и ценность протонной терапии не были доказаны с очевидностью улучшения результатов лечения пациентов, которые, как предполагается, компенсируют некоторые или все более высокие затраты на системы протонной терапии.

## **2 Формирование глубинного дозного распределения терапевтического протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ**

### **2.1 Фазотрон ЛЯП ОИЯИ**

Лаборатория ядерных проблем им. В. П. Дзелепова - это самый первый ядерный центр в СССР, возникший на том месте, которое теперь известно всему миру под названием - Дубна. Судьба этого центра была определена 18 августа 1946 г., когда по инициативе академика И.В.Курчатова для проведения фундаментальных исследований в области ядерной физики правительством СССР было принято решение о сооружении первого в стране крупного ускорителя - синхроциклотрона.

Синхроциклотроны являются предшественниками синхротрона. Они представляют собой раннюю попытку увеличить значения кинетической энергии циклотронов. Синхроциклотроны имеют постоянное магнитное поле с геометрией, аналогичной циклотрону с однородным полем. Основное отличие состоит в том, что радиочастота варьируется для поддержания синхронизации частиц в релятивистском режиме. Синхроциклотроны - это циклические установки со значительно уменьшенным усредненным по времени выходным потоком по сравнению с циклотроном. Были достигнуты кинетические энергии для протонов до 1 ГэВ. В диапазоне энергий ниже ГэВ синхроциклотроны были вытеснены циклотронами AVF, которые генерируют непрерывный пучок [20]. Синхроциклотроны не были модернизированы до более высокой энергии из-за технологических и экономических трудностей при изготовлении огромных монолитных магнитов, которые являются основной составной частью установки. В синхроциклотронах тяжелые заряженные частицы движутся в однородном и постоянном магнитном поле, и ускоряются в уменьшающемся по частоте высокочастотном электрическом поле. Циклотрон же приводит к ускорению нерелятивистских частиц, которые подчиняются законам ньютоновской механики.

Время одного оборота в дуантах ускорителя для таких частиц не зависит от энергии, именно для этого используются ускоряющие высокочастот-

ные поля неизменной частоты. Однако, при достижении протоном скорости одной пятой скорости света условие синхронизма нарушается, вследствие того что в силу вступают законы релятивистской механики.

С каждым новым оборотом время обращения увеличивается, и частицы с всё большим опозданием подходят к зазору между дуантами, попадая не в ускоряющую, а в замедляющую фазу высокочастотного электрического поля. Данный эффект в синхроциклотроне компенсируется за счет снижения частоты ускоряющего поля. Вследствие этого фазотрон функционирует в режиме повторяющихся с определённой частотой интервалов ускорения. Частота ускоряющего поля в рабочей части каждого интервала падает в соответствии с энергией частиц, а затем возвращается к своему начальному значению. После этого начинается следующий интервал ускорения [21].

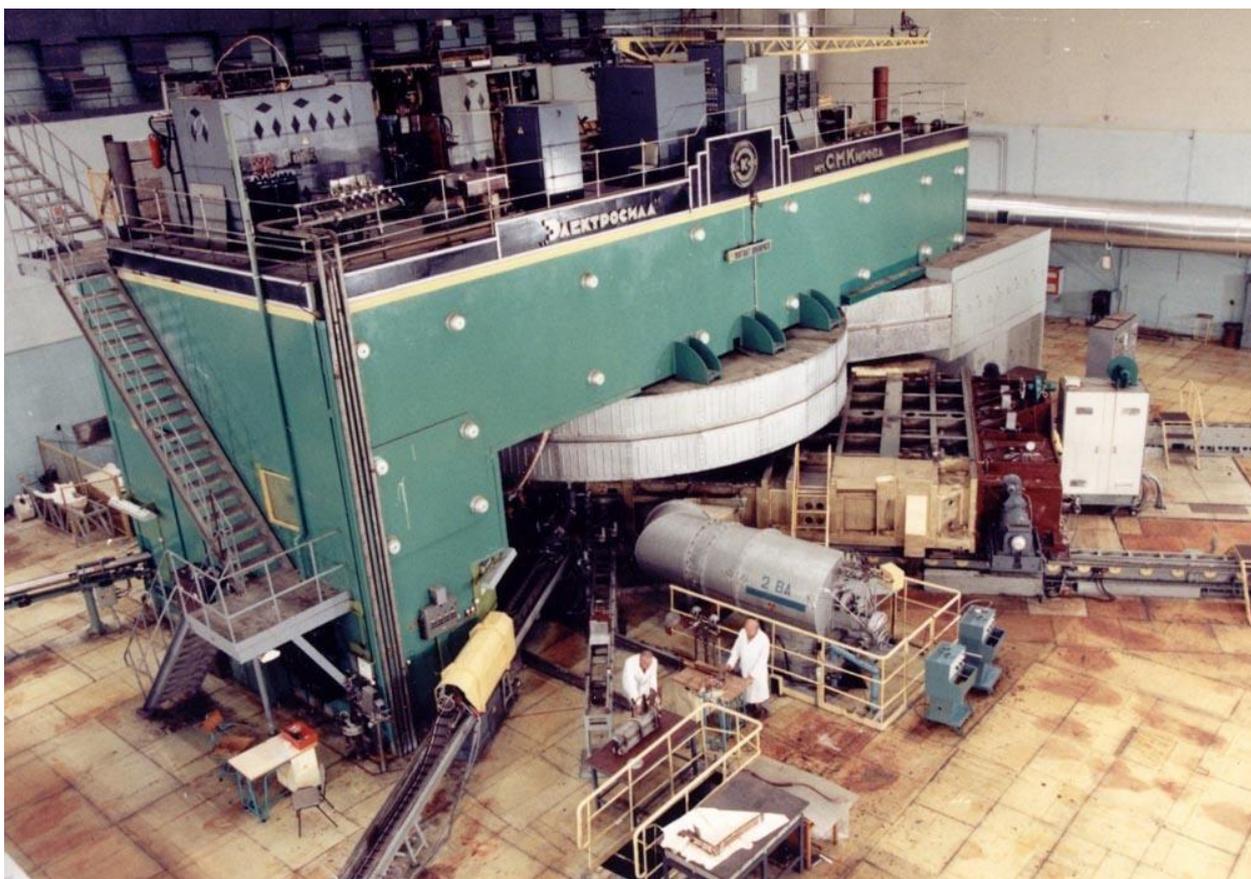


Рисунок 2.1.1. Фазотрон ЛЯП ОИЯИ [22]

Фазотрон располагается в Лаборатории ядерных проблем – старейшей лаборатории Института. Лаборатория была основана в 1947 г., когда началось создание крупнейшего в то время ускорителя – пятиметрового синхро-

циклотрона на энергию 560 МэВ. Пуск ускорителя состоялся 14 декабря 1949 г. Для исследований на синхроциклотроне был организован Институт Ядерных Проблем АН СССР. В 1956 г. синхроциклотрон и весь штат сотрудников ИЯП АН СССР были переданы Советским правительством в ведение организованного в Дубне Объединенного института ядерных исследований. В 1979 – 1984 годах синхроциклотрон был реконструирован в фазотрон с пространственной вариацией магнитного поля. В результате проведенной реконструкции интенсивность выведенного пучка протонов возросла в 20 – 25 раз.

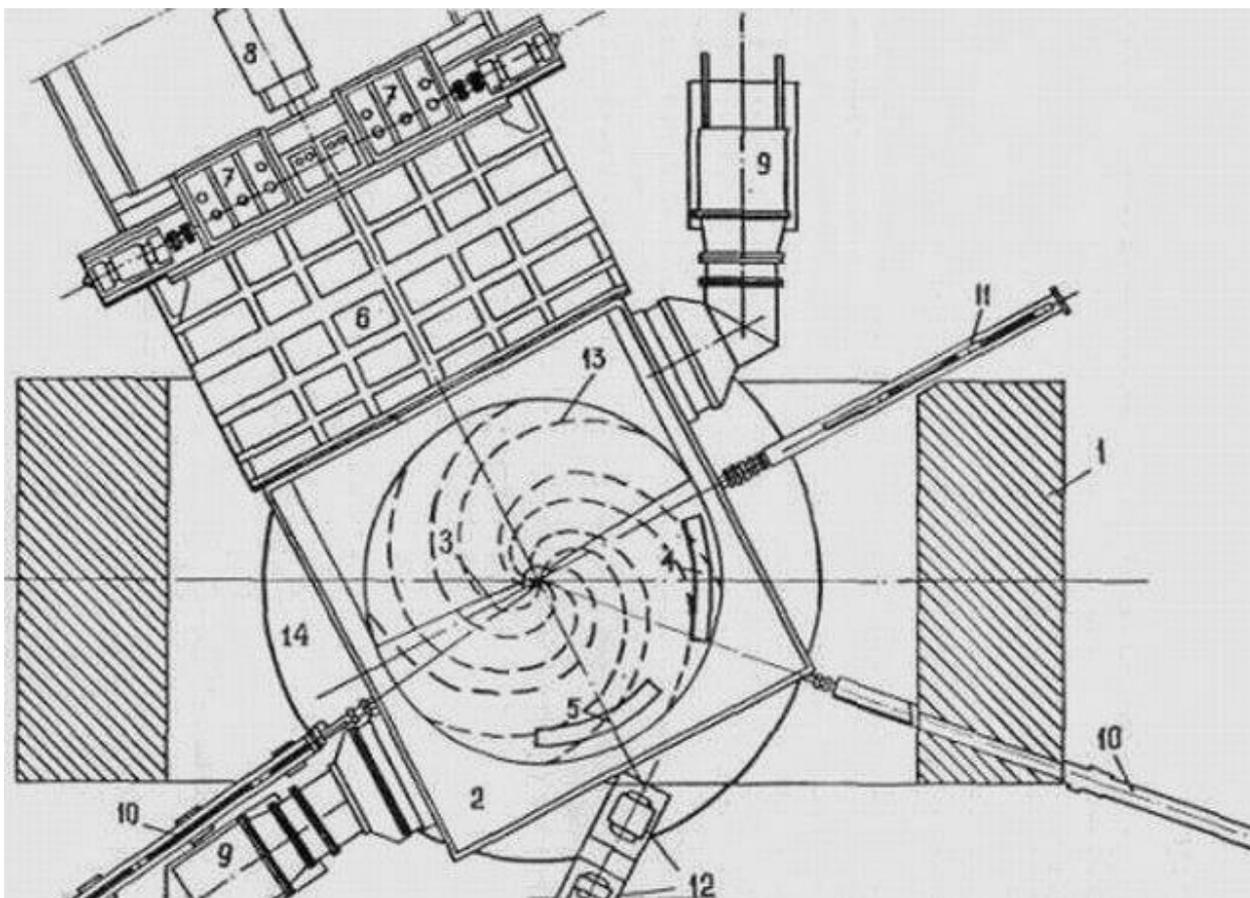


Рисунок 2.1.2. Общая схема фазотрона

Схема фазотрона Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ:

1 - корпус магнита; 2 - вакуумная камера; 3 - дуант; 4 - выводной канал; 5 - СИ-электрод для растяжки пучка; 6 - промежуточная камера; 7 - вариатор; 8 - генератор ВЧ; 9 - вакуумные насосы; 10 - пробники; 11 - шток ионного источника; 12 - первые магнитные элементы протонного тракта; 13 - спиральные шиммы для пространственной вариации магнитного поля; 14 - обмотка возбуждения магнита.

## **2.2 Многокабинный медико – технический комплекс Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ**

К концу 1985 года в ОИЯИ было завершено создание многокабинного медико – технического комплекса, который в настоящее время включает в себя пять протонных каналов медицинского назначения для облучения опухолей различной локализации широкими и узкими протонными пучками в диапазоне энергий от 70 до 660 МэВ; медицинский  $\pi^-$  - мезонный канал для лучевой терапии интенсивными пучками отрицательных  $\pi$  – мезонов с энергиями от 30 до 80 МэВ; канал нейтронов медицинского назначения (средняя энергия нейтронов в пучке около 350 МэВ) для облучения больших, радиорезистентных опухолей; гамма – терапевтическую установку для использования в качестве резервного источника излучения, а также для проведения дистанционной гамма – терапии при сочетанных методах облучения. Общий вид многокабинного медико – технического комплекса и схема разводки пучков фазотрона показаны на рисунке 2.2.1, 2.2.2 [23].

Для формирования широких (диаметром 3 – 6 см) протонных пучков с энергиями 100, 130 и 200 МэВ и их разводки в кабины под номерами 1 и 2 используется канал VIII. При помощи него также формируется узкий пучок протонов, диаметр которого порядка 3 мм, который в дальнейшем используется для протонной томографии. Канал XI необходим для создания в третьей кабине также узкого пучка протонов диаметром от 5 до 20 мм имеющего энергию 660 МэВ. Канал VI позволяет сформировывать коллимированный пучок в диапазоне энергий от 70 до 100 МэВ[24].

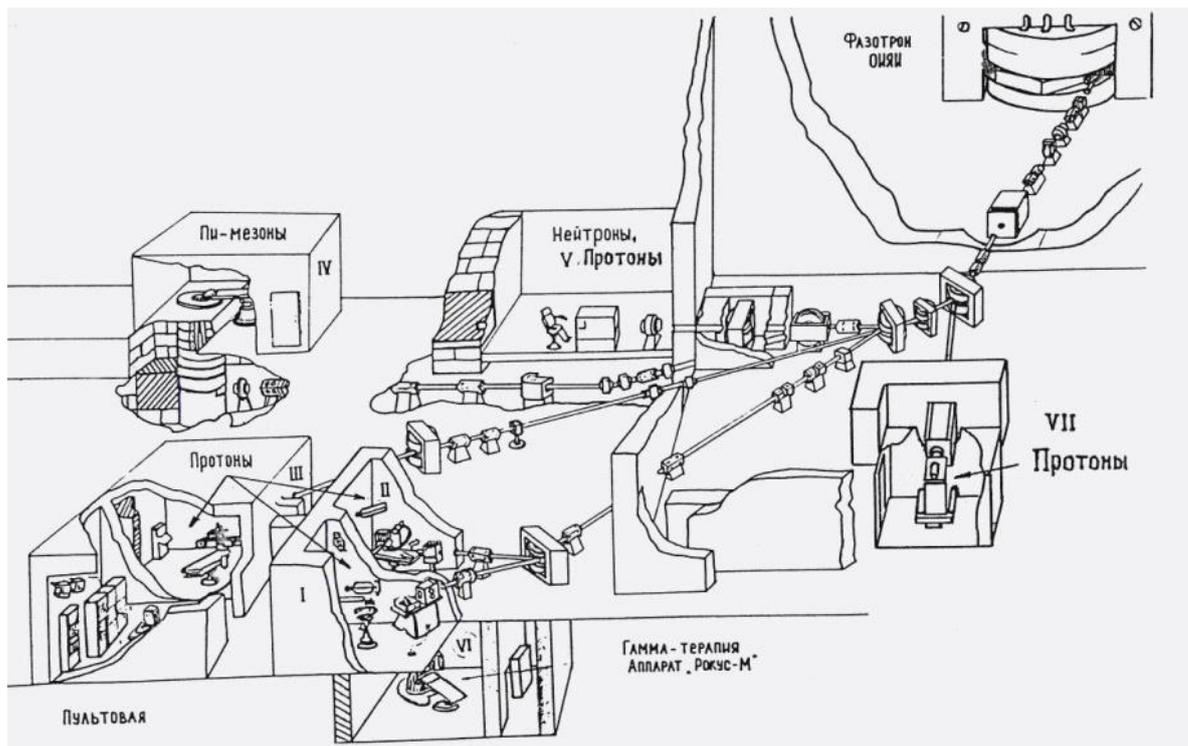


Рисунок 2.2.1. Общий вид многокабинного комплекса для адронной терапии на фазотроне ОИЯИ после завершения его реконструкции

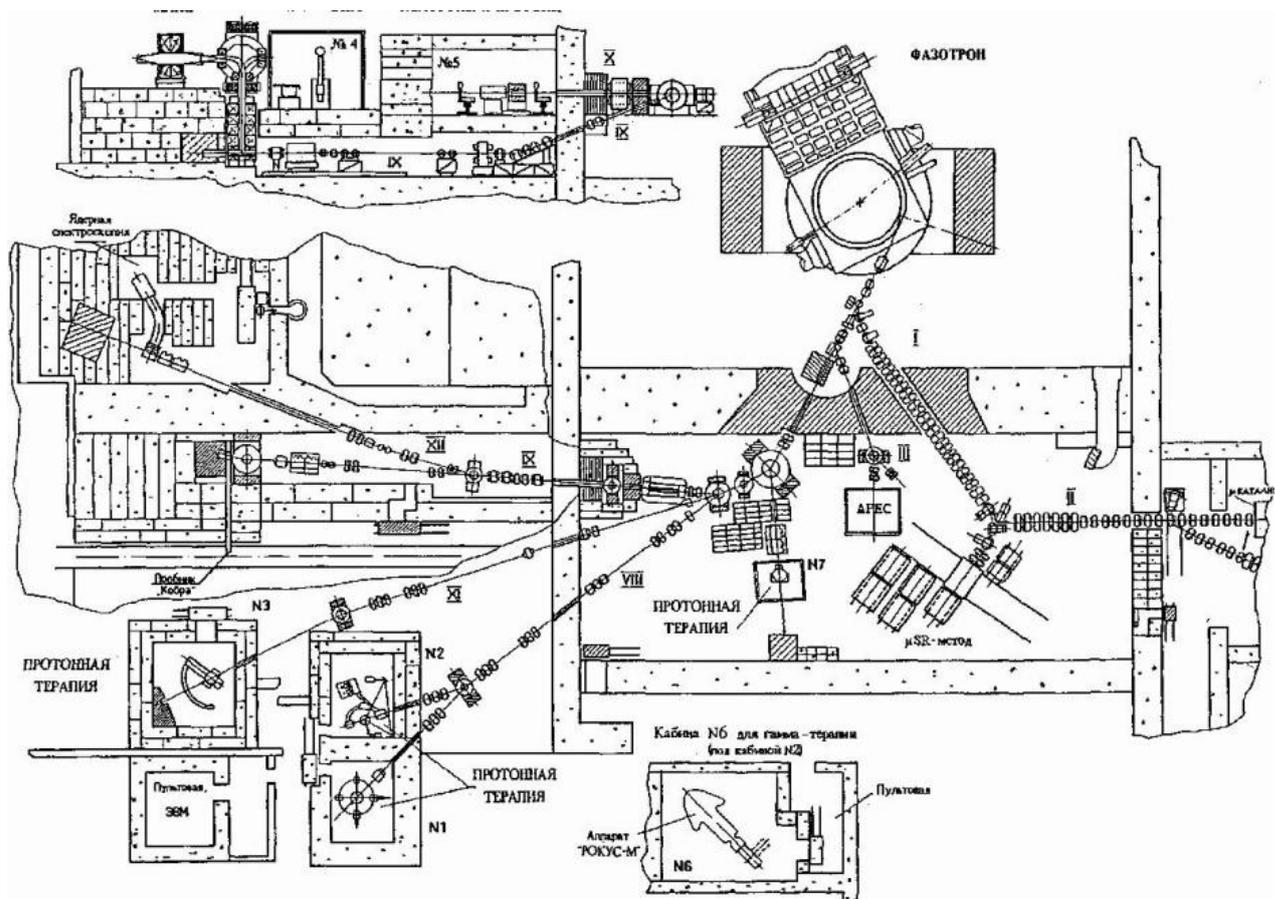


Рисунок 2.2.2. Схема разводки пучков фазотрона ОИЯИ после завершения его реконструкции

## 2.3 Система транспортировки и формирования протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ

Для проведения радиотерапии в ЛЯП ОИЯИ первично выведенный протонный пучок замедляется с энергии 660 МэВ до средних значений лежащих в диапазоне от 70 до 250 МэВ. Канал, посредством, которого происходит формирование замедленных протонных пучков для проведения радиотерапии в двух процедурных кабинетах ЛЯП ОИЯИ представлен на рисунке 2.3.1 [25].

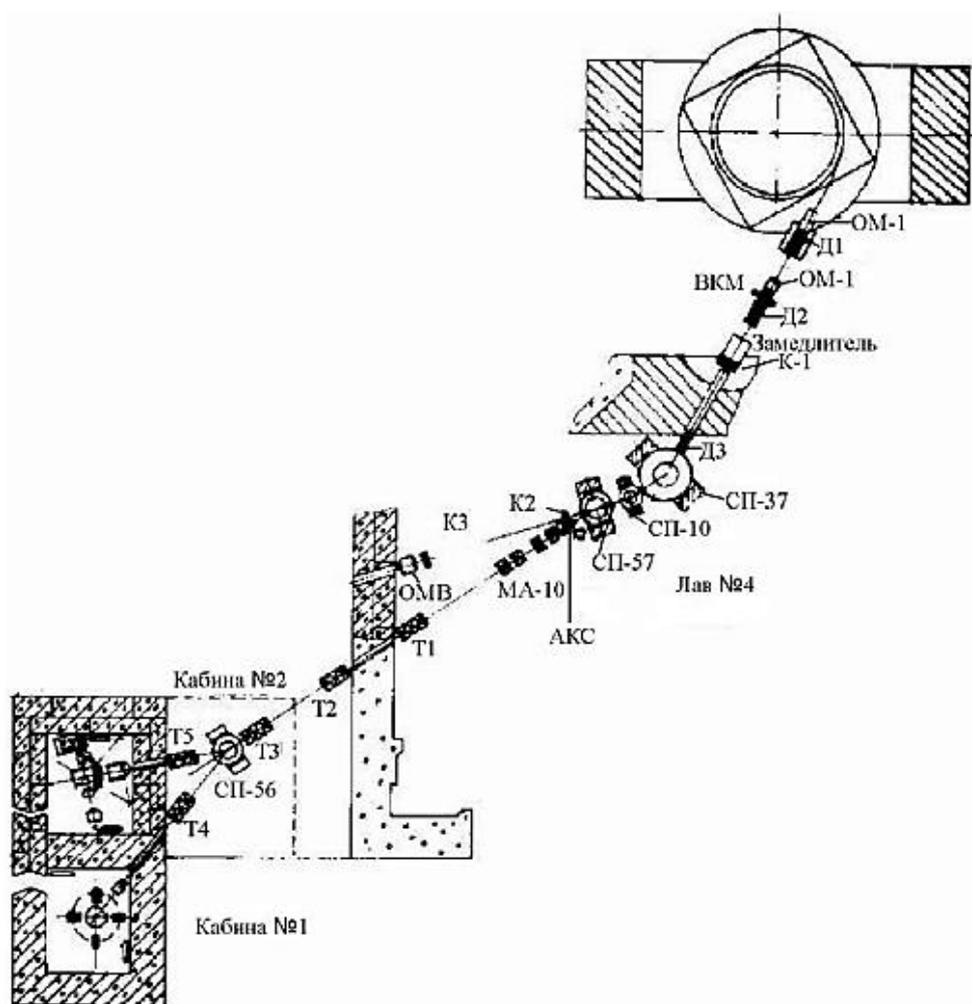


Рисунок 6. Канал, посредством, которого происходит формирование замедленных протонных пучков для проведения радиотерапии в двух процедурных кабинетах ЛЯП ОИЯИ [25].

Выведенный из камеры фазотрона протонный пучок с помощью магнитов фокусируется на вход углеродного замедлителя, в котором энергия пучка уменьшается до необходимой средней энергии. Пучок анализируется

системой из трех магнитов СП – 37, СП – 10 и СП – 57, которые отклоняют пучок на углы 32, 9.5 и 14.5°, соответственно. Разрешение анализирующей магнитной системы зависят от ширины коллиматоров на выходе углеродного замедлителя К1 и за системой магнитов.

Дублет квадрупольных линз ДЗ, расположенный на выходе коллиматора из защитной стены, фокусирует протонный пучок в точке на расстоянии около 150 см за поворотным магнитом СП – 57, где располагается автоматизированная коллиматорная система АКС.

Два дублета квадрупольных линз МЛ – 10 и пять триплетов (Т1- Т5) служат для транспортировки пучка в процедурные помещения и компенсации линейной дисперсии в кабине облучения. Магнит СП – 56 используется для разводки пучка в кабины облучения №1 и №2. Поперечное сечение протонных пучков в каждой из процедурных кабин формируется с использованием системы основных и индивидуальных коллиматоров, устанавливаемых непосредственно перед облучаемым объектом. Транспортировка пучка осуществляется внутри вакуумного канала [25].

Замедленный протонный пучок после прохождения через систему трех поворотных магнитов приобретает линейную дисперсию, траектории частиц с различными энергиями пространственно разделяются, при этом средняя энергия протонов зависит от величины отклонения от оси пучка в горизонтальной плоскости. Это объясняется тем, что в магнитном поле протоны с более высоким импульсом отклоняются на меньший угол, чем протоны с низким импульсом.

Для формирования пучка с более крутым спадом дозы за пиком Брэгга в области линейной дисперсии протонного пучка установлен замедлитель, выполненный в виде клина из оргстекла. Толщина замедлителя максимальна в месте прохождения высокоэнергетичных протонов и спадает до нуля там, где проходят частицы с минимальной энергией. При правильном выборе параметров клина энергии протонов выравниваются, в результате чего пик Брэгга становится более острым и область спада дозы за ним уменьшается.

Параметры клина были определены на основе результатов проведенных измерений энергий и пробегов протонов, прошедших на различных расстояниях от оси пучка.

В результате такого неоднородного замедления происходит компенсация разницы в энергии протонного пучка и энергия протонов в различных частях пучка выравнивается. Разброс пробегов протонов значительно уменьшается, и пик Брэгга становится более острым, область спада дозы за пиком Брэгга уменьшается.

Глубинное дозное распределение сформированного таким образом пучка представлено на рисунке 2.3.1.

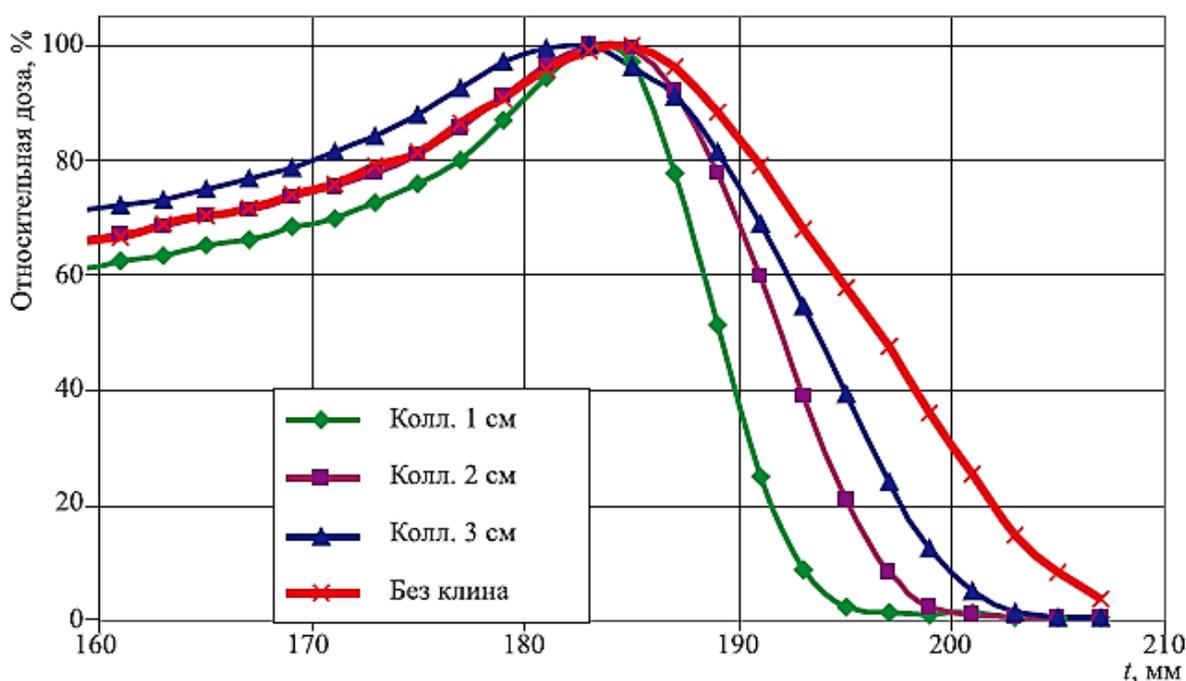


Рисунок 2.3.1. Глубинные дозные распределения пучка при различной ширине коллиматора с компенсирующим клином и без клина.

Из рисунка видно, что крутизна спада дозы за пиком Брэгга зависит от ширины щелевого коллиматора К1. Оптимальным для клинического пучка является коллиматор шириной 2 см. На этом же рисунке приведена кривая Брэгга для пучка, сформированного без использования компенсирующего клина. Из сравнения этих распределений следует, что расстояние на котором происходит спад дозы от 80% до 20%, при использовании клина уменьшается с 11 до 7 мм.

При этом мощность дозы протонного пучка в пике Брэгга также возрастает и становится равной 1,2 Гр/мин на 1 мкА выведенного пучка [25].

#### **2.4 Модификация глубинных дозных распределений с помощью гребенчатых фильтров**

При облучении пациентов на протонном пучке для равномерного облучения мишени требуется расширить имеющееся глубинное дозное распределение – пик Брэгга до 2 – 5 см в зависимости от размера облучаемой мишени. Наиболее простым и удобным устройством для этого является гребенчатый фильтр. Гребенчатый фильтр – это устанавливаемый на пути пучка тяжелых заряженных частиц замедлитель, толщина которого меняется в поперечном сечении пучка по определенному закону. Частицы, проходящие через различные участки гребенчатого фильтра (различную толщину вещества гребенчатого фильтра) и теряющие при этом часть первоначальной энергии, образуют набор пиков Брэгга с уменьшенным пробегом. С помощью рассеивателя пучок перемешивается, и в результате суммирования этих сдвинутых пиков с незамедленной частью пучка формируется модифицированное дозное распределение.

Конфигурация гребенчатого фильтра рассчитывается таким способом, чтобы прошедшие через него протоны при смешивании образовывали заданное распределение (плоскую вершину с постоянной мощностью дозы заданной протяженности). Количество используемых шагов гребенчатого фильтра определяется требованиями к протяженности плоской вершины глубинного дозного распределения и его однородности. Шаг гребенчатого фильтра  $T$  и толщина рассеивателя должны обеспечить равномерное смешивание в поперечном сечении дозного поля протонов, прошедших различные толщины вещества в этом фильтре [25].

В ЛЯП ОИЯИ нашла свое применение линейно – ступенчатая конструкция гребенчатого фильтра. Фильтр набирается из пластин, количество, материал и размеры которых выбираются в зависимости от формы глубинно-

го дозного распределения исходного пучка и требуемой протяженности плоского максимума формируемого дозного распределения.

На рисунке 2.4.1 изображен набор глубинных дозных распределений протонного пучка, сформированных с помощью четырех гребенчатых фильтров, которые используются для радиотерапии пациентов. Выбор гребенчатого фильтра определяется размерами облучаемой мишени [25].

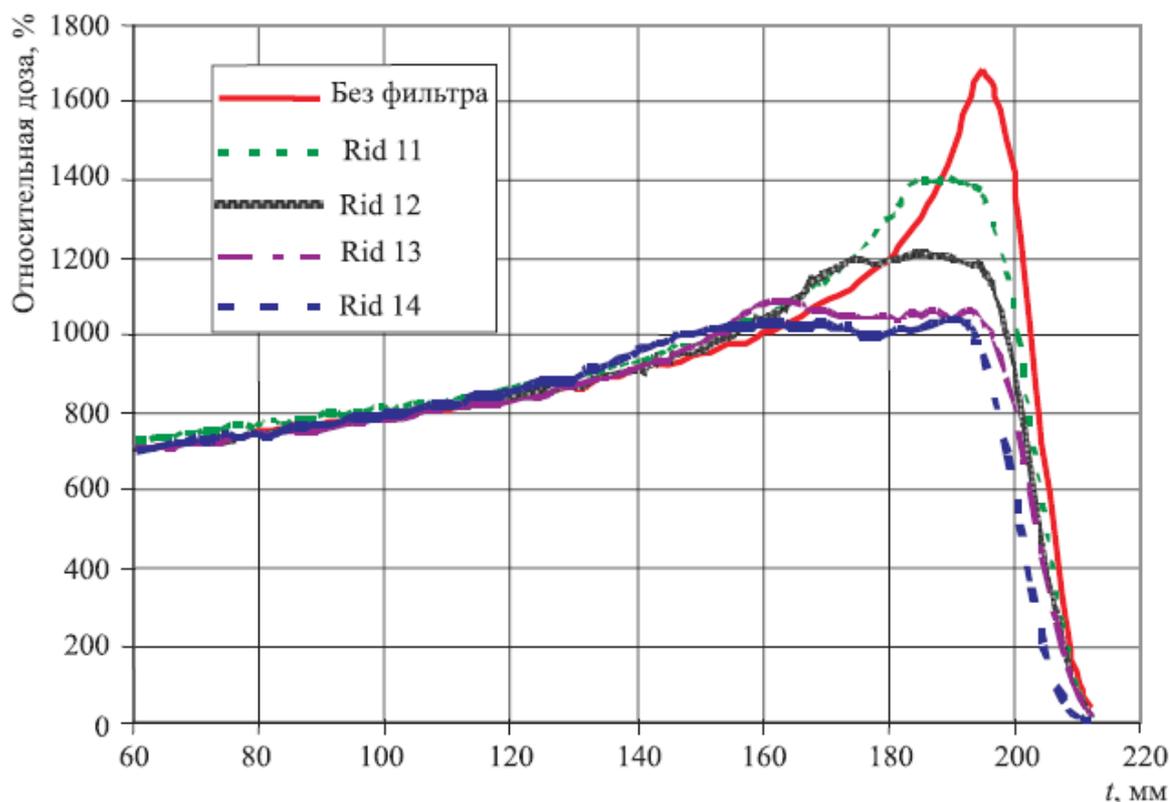


Рисунок 2.4.1. Глубинно – дозные распределения протонного пучка без гребенчатого фильтра и с четырьмя различными гребенчатыми фильтрами [25].

Пучок выходит в кабину из вакуумного канала и пересекает ионизационные мониторные камеры и многопроволочные профилометры, которые контролируют как отпускаемую при облучении дозу, так и горизонтальный и вертикальный профили пучка. Далее по ходу пучка располагается массивный коллиматор К1, обрезающий периферическую часть пучка и фон от протонов, рассеянных на стенках вакуумного канала транспортировки пучка. На выходе коллиматора К1 устанавливается один из сменных гребенчатых фильтров. Промежуточный коллиматор К2 обрезает протоны, рассеявшиеся в

системе мониторинга пучка, коллиматоре К1 и в гребенчатом фильтре. Формирующий коллиматор ФК, форма которого вычисляется для каждого поля облучения пациента, располагается перед пациентом и формирует поперечное сечение пучка, соответствующее форме облучаемой мишени.

В работе А. Г. Молоканова [25] изучалось влияние размеров и материала коллиматоров на форму глубинного дозного распределения. При прохождении пучка через коллиматоры отражение протонов от стенок коллиматора приводит к появлению неоднородности профиля пучка, так называемому коллиматорному эффекту. Возрастание дозы на границе апертуры коллиматора обусловлено частицами, рассеянными в стенках коллиматора и имеющими энергию ниже, чем в основном пучке. Неоднородность профиля пучка увеличивается с ростом заряда  $Z$  материала коллиматора.

### 3 Материалы и оборудование

#### 3.1 Плёночный дозиметр Gafchromic EBТ-3

##### 3.1.1 Описание и характеристика плёночного дозиметра Gafchromic

В настоящее время плёнки семейства Gafchromic EBТ служат незаменимым вторичным дозиметром в клинической лучевой терапии благодаря своему эффективному атомному номеру ( $Z^{EBT}_{eff} = 6,84$ ), близкому к воде ( $Z^{water}_{eff} = 7,3$ ), свойству самопроявления (получения изображения) и субмиллиметровому пространственному разрешению при считывании данных с помощью планшетного сканера [28].

Как уже упоминалось, воздействие ионизирующего излучения приводит к потемнению плёнки. Это изменение выражается в показателях увеличения т.н. «чистой оптической плотности» ( $NetOD$ ) для каждого из трёх цветов модели RGB: красного, зеленого и синего.

Чистая оптическая плотность может быть выражена как [28]:

$$NetOD = OD_{after} - OD_{before} = \lg \frac{PV_0}{PV_{after}} - \lg \frac{PV_0}{PV_{before}} = \lg \frac{PV_{before}}{PV_{after}},$$

где  $OD$  - оптическая плотность,  $PV$  - число отсчётов АЦП сканера (денситометра) в одном пикселе изображения<sup>1</sup>. Индекс *before* обозначает плёнку до облучения, индекс *after* – плёнку после облучения, индекс 0 обозначает максимально возможное число отсчетов, определяемое глубиной цвета.

За изменение цвета отвечают элементы эмульсии пленки (хромофоры), которые имеют примерно сферическую форму и приблизительный размер 0,75 мкм в диаметре. При облучении хромофор становится цветным из-за радиохимической реакции (полимеризации мономеров) под действием ионизирующего излучения. Степень потемнения зависит от поглощённой энергии (поглощённой дозы) в эмульсии.

Чувствительность пленки к облучению определяется минимальным значением поглощённой энергии, необходимой для протекания радиохимической реакции в хромофоре. Для плёнки семейства Gafchromic эта величина примерно равна 50 кДж/моль, что соответствует примерно 0,5 эВ на один хромофор [28].

Абсолютный предел по пространственному разрешению плёнки определяется физическим размером хромофора (0,75 мкм) и, таким образом, по данным указанным в литературе разрешение плёнки составляет «1200 пар линий на один мм». Это утверждение было бы абсолютно верным, если бы хромофоры в эмульсии располагались в слое толщиной в одну молекулу. В реальности эмульсия имеет конечную толщину, поэтому достичь субмикронного разрешения не представляется возможным.

Мономеры в микрокристаллах хромофора имеют направление преимущественной ориентации в плоскости пленки, что приводит к линейному дихроизму. Так как современные планшетные сканеры используют поляризованный свет, измеряемая оптическая плотность будет меняться в зависимости от ориентации плёнки относительно направления сканирования. Поэтому ориентация плёнки (ландшафтная или портретная) должна быть определена и зафиксирована при калибровке и последующем использовании.

В клинической практике желательно иметь дозиметр, измеряющий дозу в режиме реального времени. Такими дозиметрами являются ионизационные камеры и массивы ионизационных камер. Полимерная плёнка, из-за особенностей радиохимических реакций, не относится к таким дозиметрам. В процессе облучения плёнка начинает темнеть. Процесс потемнения продолжается и после облучения, но уже с меньшей скоростью. В течение первых 24 часов после облучения потемнение плёнки может увеличиться на 16%, а в последующие две недели - ещё на 4% [28].

Потемнение плёнки может также меняться из-за условий окружающей среды. После облучения относительное потемнение увеличивается при высокой температуре (около 40°C).

Поэтому облучённые и контрольные (необлучённые) плёнки следует хранить при одинаковых температурах, а на коробке с плёнкой есть индикатор температуры, показывающий, что она не была перегрета. Изменение оптической плотности плёнки из-за изменения влажности воздуха в течение облучения и хранения находится в пределах 2% при относительной влажности в диапазоне (6 ÷ 94)%.

По данным производителя плёнки являются дозиметром со слабой зависимостью чувствительности от энергии падающей частицы. Однако, многие исследования данного процесса опровергают это утверждение и показывают наличие существенной зависимости отклика плёнки от энергии излучения, а также зависимость чувствительности пленки от ЛПЭ излучения [28].

### **3.1.2 Особенности плёночного дозиметра Gafchromic EBТ-3**

Структура последней модели дозиметрической плёнки Gafchromic EBТ-3 состоит из одного активного слоя с номинальной толщиной 28 мкм. Активный слой плёнки располагается между двумя одинаковыми по толщине прозрачными слоями полистирола со специальной обработкой поверхности.

Эти защитные слои содержат микроскопические частицы, которые позволяют предотвратить образование интерференционных колец при скани-

ровании плёнки. Из-за наличия одинаковых по толщине защитных слоев, плёнка 3-го поколения является симметричной к перевероту с одной стороны на другую, в отличие от плёнки предыдущего поколения EBT-2 [9].

Химический состав чувствительного слоя плёнок семейства EBT-3 не отличается от состава плёнок семейства EBT-2. Общий атомный состав всех слоев плёнки содержит Н (40,85%), С (42,37%), О (16,5%), N (1,01%), Li (0,1%), К (0,01%), Br (0,01%) и Cl (0,3%) [44]. Присутствие в составе плёнки небольшого количества хлора - элемента со средним атомным номером, предполагает, что в диапазоне киловольтных энергией будет хорошо регистрироваться фотоэлектрическое поглощение фотонов [28].

Визуально необлученная плёнка имеет бледно-жёлтый цвет. Наличие жёлтого защитного слоя уменьшает чувствительность пленки к ультрафиолету и позволяет реализовать многоканальное сканирование. При облучении плёнка темнеет, приобретая зеленоватый оттенок.

С ростом поглощённой дозы цвет плёнки меняется на темный синезелёный.

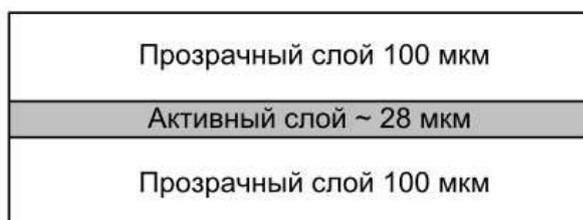


Рисунок 3.1.2.1. Структура полимерной плёнки Gafchromic EBT-3

### 3.1.3 Калибровка пленочного дозиметра Gafchromic EBT-3

Как и для всех других дозиметров, для плёнок Gafchromic необходим дозиметрический протокол измерения поглощённой дозы в воде. Для того, чтобы преобразовать отклик плёнки (изменения оптической плотности) в поглощённую дозу, необходима калибровочная кривая.

Референсная дозиметрическая система для данного типа плёнок включает определённый денситометр, протокол для референсных условий облучения и пучок излучения референсного качества.

Отклик плёнки к ионизирующему облучению в общем виде выражается в показателях изменения оптической плотности (*NetOD*), которая представляет собой разницу в оптической плотности одного и того же участка плёнки, который является исследуемым образцом, до и после облучения.

Следует отметить, что для каждой определенной дозиметрической системы на основе плёнок (определённая модель плёнки, планшетный сканер и дозиметрический протокол) калибровочные кривые будут отличаться. Следует также не забывать, что производитель может изменить химический состав слоёв плёнки. Даже для одной и той же модели плёнки, чувствительность и поведение калибровочной кривой могут меняться от партии к партии.

Таким образом, лучше всего проводить калибровку для каждой новой партии плёнок, особенно если производителем на упаковке указывается изменение химического состава плёнки [28].

Калибровка должна охватывать весь предполагаемый диапазон измеряемых доз, поскольку экстраполяция нелинейных калибровочных кривых не рекомендуется.

Как правило, для обработки данных с плёнки используют красный канал цветности после сканирования в цветовой модели RGB. Однако, не исключается возможность использования и других цветовых каналов (зелёный и синий), особенно при измерении более высоких поглощённых доз. Многоканальная плёночная дозиметрия в настоящее время активно развивается, позволяя повысить качество измерения поглощённых доз. После облучения плёнка сканируется в режиме «на просвет» на планшетном сканере.

Следует отметить, что в случае использования реального сканера выражение для вычисления чистой оптической плотности меняется, так как у сканера есть ненулевой темновой ток. В этом случае выражение запишется в следующем виде:

$$NetOD = \lg \frac{PV_{before} - PV_{bcgr}}{PV_{after} - PV_{bcgr}},$$

где индекс  $bcgr$  обозначает пьедестал сканера, который измеряется в тёмном поле [28].

Удобным методом для анализа данных, полученных из сканирования однородных объектов, является использование частотных распределений в виде гистограмм измеряемых величин  $PV$ . Данный метод позволяет просмотреть распределение измеренных значений около некоторого среднего значения, а также убрать артефакты, которые могут возникать из-за пыли, царапин, нумерации или фидуциарных марок. Данные артефакты влияют на получаемые средние значения и неопределённости, что приводит к завышению последних.

Для получения значения  $NetOD$  использовалось значение  $PV$ , усреднённое по всей области интереса после того как были удалены артефакты.

Калибровочная кривая полимерной плёнки (зависимость поглощённой дозы  $D$  от чистой оптической плотности  $NetOD$ ) в большинстве случаев аппроксимируется комбинацией полиномов первого порядка (линейная зависимость) и полинома с большей степенью для того, чтобы учесть нелинейное поведение отклика плёнки:

$$D_{fit} = a \cdot NetOD + b \cdot (NetOD)^n,$$

где  $a, b, n$  - подгоночные параметры [28].

### 3.2 Одномерный анализатор дозного поля (минидозограф)

При облучении глубоко расположенных опухолей пучками тяжелых заряженных частиц, таких как протоны, терапевтический эффект в сильной степени зависит от точности формирования дозовых распределений. В связи с этим в Медико-техническом комплексе (МТК) ЛЯП ОИЯИ [27] были разработаны анализаторы для измерения дозовых полей и других физических параметров пучка. Измерение глубинно-дозовой кривой выведенного в процедурную кабину протонного пучка необходимо для точного определения его пробега в воде и является ежедневной процедурой во время проведения

сеансов протонной терапии в МТК ЛЯП ОИЯИ для обеспечения гарантии качества лечения [26].

Конструкция «минидозографа» включает в себя ванну в виде параллелепипеда, выполненную из оргстекла и наполненную водой, в объеме которой с помощью одномерного линейного механизма перемещения движется детектор (рис. 3.2.1). В качестве детектора используется миниатюрный полупроводниковый датчик.

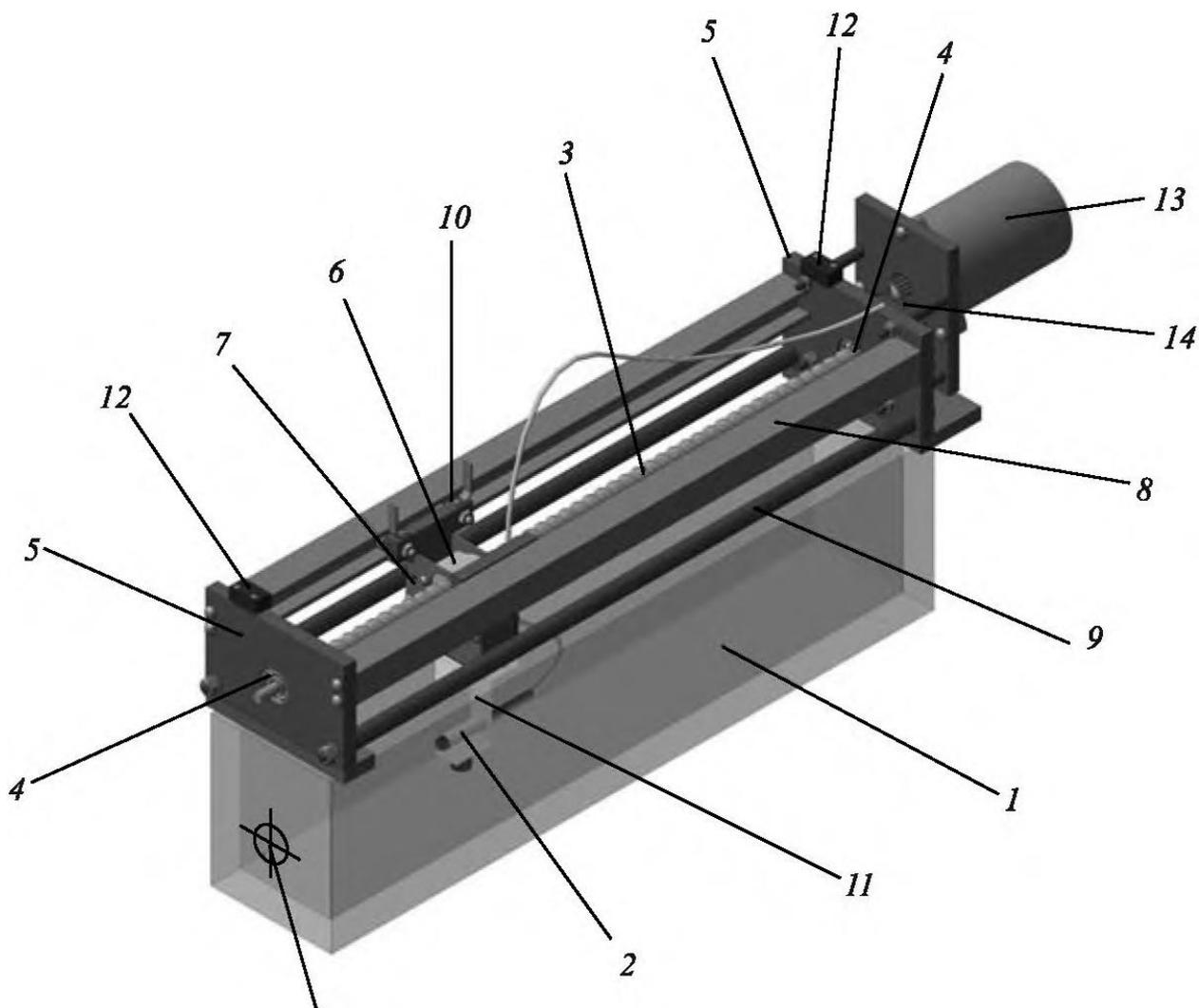


Рисунок 3.2.1. Общий вид анализатора для измерения глубинно-дозовых распределений медицинского протонного пучка («минидозографа»): 1 — ванна; 2 — детектор; 3 — «червяк»; 4 — подшипники; 5 — боковины; 6 — гайка; 7 — каретка; 8 — направляющие рельсы; 9 — горизонтальные шпильки; 10 — подшипники каретки; 11 — держатель детектора; 12

— концевые выключатели; 13 — шаговый двигатель; 14 — редуктор; 15 — метка «прицел».

В рабочем положении «минидозограф» размещается в процедурной кабине Медико-технического комплекса на специальной подставке, устанавливаемой на терапевтическом кресле таким образом, чтобы ось ванны совпала с осью выведенного в кабину протонного пучка. В ванну заливается вода. После этого анализатор тщательно юстируется с помощью лазерных центраторов, размещенных в кабине, а также осевого лазера, имитирующего ось выведенного протонного пучка, и метки «прицела», нанесенной на торце ванны.

В минидозографе в качестве детектора используется полупроводниковый датчик, произведенный в ОАО «Институт физико – технических проблем», г. Дубна. Полупроводник представляет собой кремниевый диод  $p$  – типа, помещенный в пластиковый цилиндрический корпус диаметром около 6 мм. Размеры рабочей поверхности материала диода в поперечном сечении составляют  $2*2$  мм<sup>2</sup>, а толщина полупроводника, в основном определяющая пространственное разрешение, равна 0,3 мм. Таким образом, при дискретности перемещения детектора в 1 мм пространственное разрешение полупроводника обеспечивает достаточную точность измерений.

Поперечное сечение рабочего объема ванны равно  $50*50$  мм<sup>2</sup>. Таким образом, при толщине стенки ванны около 10 мм габаритные размеры ванны составили  $60*60*370$  мм, а вес устройства с заполненной водой ванной - около 3 кг.

Измерения проводятся после калибровки «минидозографа», когда каретка механизма одномерного линейного перемещения находится в начальном положении (минимальная толщина воды перед детектором) и касается ближнего по пучку концевого выключателя [28].

С помощью персонального компьютера (ПК) задаются параметры измерения, такие как максимальное положение детектора для данного измерения, количество проходов и шаг измерения. Во время работы «мини-

дозографа» на экране ПК в реальном режиме времени строится глубинно-дозовое распределение измеряемого протонного пучка. Результатом работы являются также файлы данных в виде двумерного массива с набором значений относительных доз и соответствующие им координаты положения детектора в ванне в миллиметрах с выбранным шагом измерения. Далее данные могут быть обработаны любой подходящей программой, например, Excel компании Microsoft (США) или Origin фирмы OriginLab Corporation (США).

### **3.3 Воздушная ионизационная камера Markus**

Всемирно известная камера для измерения высокоэнергетического излучения Markus широко используется во всем мире. Камера была разработана профессором Markus из Геттингенского университета, Германия. Это была первая высокоэффективная ионизационная камера для точных измерений дозы высокоэнергетического электронного излучения в радиотерапии.

Основные свойства:

Плоско-параллельная камера для измерения высокоэнергетического излучения в воде и твердотельном фантоме;

Вентилируемый чувствительный объем  $0.055 \text{ cm}^3$ ;

Широко используется во всем мире для проведения дозиметрических измерений;

Очень тонкое входное окно для использования в твердотельном фантоме;

Камера водонепроницаема при использовании защитного колпачка;

Малый чувствительный объем и водонепроницаемая конструкция позволяет использовать камеру для измерения дозовых распределений в водном фантоме. Также она может использоваться в твердотельном фантоме. Номинальный диапазон энергии для электронов от 2 МэВ до 45 МэВ, для протонов 50 до 270 МэВ. Мембрана изготовлена из полиэтилена толщиной 0,03 мм. Измерительный объем ограничен защитным кольцом. Камера Markus поставляется с защитным акриловым колпачком толщиной 0.87 мм

(эквивалент 1мм воды) для использования в воде. Прилагается калибровочный сертификат с калибровочными факторами  $Co^{60}$  по поглощенной дозе в воде. Коррекция на плотность воздуха требуется для каждого измерения. Длина кабеля камеры 1.05 м. На рисунке 3.3.1 изображена воздушная плоскопараллельная ионизационная камера Markus.



Рисунок 3.3.1. Воздушная ионизационная камера Markus

## **5 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсобережение**

Магистерская диссертация как форма научного исследования относится к научно-исследовательской работе, которую характеризует некое моделирование уже известных научных проблем с их обязательным оригинальным решением. Она включает в себя проведение научного исследования и поиска, исходя из этого, нередко результат данного вида научных работ приводит к модернизации продукции, либо имеющихся исследований и технологий.

Оценка коммерческой ценности разработки является одним из основных, если даже не из важнейших этапов при проектировании исследования, именно она является необходимым условием при поиске источников финансирования для проведения научных работ и коммерциализации их результатов. При помощи данной оценки можно судить о перспективности научного исследования, и при помощи нее, ученый (исследователь) может найти партнера для дальнейшего проведения научного исследования и развития собственной разработки в дальнейшем.

Целью данной главы является определение перспективности и успешности научно-исследовательского проекта, разработка механизма управления и сопровождения конкретных проектных решений на этапе реализации.

На сегодняшний день медицина применяет широкий спектр физических технологий и оборудования для диагностики и лечения, профилактики и терапии рака. Существует несколько видов лечения данной категории заболеваний: химиотерапевтическое и хирургическое лечение, лучевая и гормональная терапии, а также различные их комбинации. В данной работе детально рассматривается один из эффективнейших методов лечения рака – протонная терапия. Реализация ее преимуществ, предъявляет высокие требования к качеству формирования пучка, высокой точности фиксации пациента, планирования лечения, а также дозиметрии, что, несомненно, повышает стоимость проведения одного сеанса лечения. В работе рассматривается це-

лесообразность использования нового и более дешевого вида пленок семейства Gafchromic EBТ-3 при проведении дозиметрии протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ, что, несомненно, положительно скажется на себестоимости и качестве проведения мероприятий по проверке параметров пучка.

### **5.1 Потенциальные потребители результатов исследования**

В данной работе была поставлена цель по исследованию возможностей и особенностей применения плёночного дозиметра Gafchromic EBТ-3 для дозиметрии терапевтического протонного пучка фазотрона, который на данный момент эксплуатируется в ЛЯП ОИЯИ.

В ходе работы была проведена дозиметрия протонных пучков со средней энергией на входе в кабину 171 МэВ. Результаты измерения, полученные при помощи мини полупроводникового детектора и воздушной ионизационной камеры Markus, а также результаты численного моделирования, в специализированной программе физики взаимодействия элементарных частиц «Fluka», подтвердили приемлемость и возможность применения плёнки для дозиметрии протонного пучка фазотрона ОИЯИ. Были измерены и построены глубинные распределения поглощённой дозы терапевтического и более моноэнергетического, специально сформированного для проведения измерений, протонных пучков. Данные измерения позволили сравнить характеристики и целесообразность использования данного вида пленок, с другой более дорогостоящей версией.

Сегментировать рынок услуг можно по следующим критериям: мониторинг, научно-исследовательская работа.

Таблица 5.1 - Карта сегментирования рынка услуг

		Организации	
		Медицинские учреждения	Исследовательские центры
Область применения	Проведение дозиметрии протонных пучков при помощи пленочных дозиметров		
	Научно - исследовательская работа		

Исследование может быть полезным для проведения работ по дозиметрии протонных пучков схожих энергий.

Из карты сегментирования услуг видно, что целевым рынком данного исследования будут исследовательские и медицинские центры. В качестве заинтересованных могут выступать организации, сфера деятельности которых затрагивает области медицинской физики, лучевой терапии пациентов с онкологическими заболеваниями и производителей радиохромных пленок.

## 5.2 Анализ конкурентных технических решений

Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для ее будущего повышения.

Детальный анализ конкурирующих разработок, существующих на рынке, необходимо проводить систематически, поскольку рынки пребывают в постоянном движении. Такой анализ помогает вносить коррективы в научное исследование, чтобы успешнее противостоять своим соперникам. Важно реалистично оценить сильные и слабые стороны разработок конкурентов.

С этой целью может быть использована вся имеющаяся информация о конкурентных разработках:

- технические характеристики разработки;
- конкурентоспособность разработки;
- уровень завершенности научного исследования (наличие макета, прототипа и т.п.);

- бюджет разработки;
- уровень проникновения на рынок;
- финансовое положение конкурентов, тенденции его изменения и т.д.

Для проведения анализа конкурентоспособности разработки будет использоваться оценочная карта, приведенная в таблице 4.1. В качестве конкурирующих методик были приняты: проведение дозиметрии с помощью радиохромной пленки Gafchromic EBT – 2 и EBT – 3 (Бк1 и Бк2, соответственно).

Оценка эффективности методов дозиметрии протонного пучка проводилась по двум группам критериев: технические и экономические.

Позиция разработки и конкурентов оценивается по каждому показателю экспертным путем по пятибалльной шкале, где 1 – наиболее слабая позиция, а 5 – наиболее сильная. Веса показателей, определяемые экспертным путем, в сумме должны составлять единицу.

Таблица 5.2 – Оценочная карта для сравнения конкурентных технических решений (разработок)

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы (max 5)			Конкурентоспособность		
		Б <sub>ф</sub>	Б <sub>к1</sub>	Б <sub>к2</sub>	К <sub>ф</sub>	К <sub>к1</sub>	К <sub>к2</sub>
1	2	3	4	5	6	7	8
<b>Технические критерии оценки ресурсоэффективности</b>							
1. Точность результатов измерений	0,22	3	2	3	0,66	0,44	0,66
2. Трудоемкость при подготовке	0,2	4	5	2	0,8	1	0,4
3. Надежность	0,2	4	3	4	0,8	0,6	0,8
4. Трудоемкость при считывании результатов	0,1	4	3	5	0,4	0,3	0,5
5. Простота эксплуатации	0,01	3	1	2	0,03	0,01	0,02
6. Удобство в эксплуатации	0,05	4	3	4	0,2	0,15	0,2
7. Функциональная мощность (предоставляемые возможности)	0,1	5	3	5	0,5	0,3	0,5
<b>Экономические критерии оценки эффективности</b>							
1. Конкурентоспособность продукта	0,05	5	5	5	0,25	0,25	0,25
2. Уровень проникновения на рынок	0,02	1	2	5	0,02	0,04	0,1
3. Предполагаемый срок эксплуатации	0,05	5	5	5	0,25	0,25	0,25
Итого	1				3,91	3,34	3,68

Из данного анализа видно, что проведение дозиметрии протонного пучка при помощи Gafchromic EBT3 имеет преимущество перед конкурентной разработкой за счет простоты, удобства эксплуатации при этом сохраняя высокую функциональную мощность. Однако, заметной проблемой является слабое проникновение на рынок.

### **5.3 SWOT – анализ**

SWOT – Strengths (сильные стороны), Weaknesses (слабые стороны), Opportunities (возможности) и Threats (угрозы) – представляет собой комплексный анализ научно-исследовательского проекта. SWOT-анализ применяют для исследования внешней и внутренней среды проекта.

Сильные стороны – это факторы, характеризующие конкурентоспособную сторону научно-исследовательского проекта. Сильные стороны свидетельствуют о том, что у проекта есть отличительное преимущество или особые ресурсы, являющиеся особенными с точки зрения конкуренции. Другими словами, сильные стороны – это ресурсы или возможности, которыми располагает руководство проекта и которые могут быть эффективно использованы для достижения поставленных целей.

Слабые стороны – это недостаток, упущение или ограниченность научно-исследовательского проекта, которые препятствуют достижению его целей. Это то, что плохо получается в рамках проекта или где он располагает недостаточными возможностями или ресурсами по сравнению с конкурентами.

Возможности включают в себя любую предпочтительную ситуацию в настоящем или будущем, возникающую в условиях окружающей среды проекта, например, тенденцию, изменение или предполагаемую потребность, которая поддерживает спрос на результаты проекта и позволяет руководству проекта улучшить свою конкурентную позицию.

Угроза представляет собой любую нежелательную ситуацию, тенденцию или изменение в условиях окружающей среды проекта, которые имеют разрушительный или угрожающий характер для его конкурентоспособности

в настоящем или будущем. В качестве угрозы может выступать барьер, ограничение или что-либо еще, что может повлечь за собой проблемы, разрушения, вред или ущерб, наносимый проекту.

SWOT-анализ данного научно-исследовательского проекта представлен в таблице 5.3.

Таблица 5.3 - SWOT-анализ

	<p><b>Сильные стороны научно-исследовательского проекта:</b></p> <p>С1: Простота и удобство эксплуатации с учетом сохранения высокой функциональной мощности пленки;</p> <p>С2: Невысокий вклад «quenching» эффекта в погрешность и неточность показаний полимерной пленки ЕВТ -3 для фазотрона ЛЯП ОИЯИ</p> <p>С3: Симметричность пленки, что значительно упрощает процесс проведения измерений</p>	<p><b>Слабые стороны научно-исследовательского проекта:</b></p> <p>Сл1. Активный слой пленки находится между двумя слоями полистирола, что приводит к более высокому показателю расслоения пленки</p> <p>Сл2. Показатель точности результатов измерений ниже (как показало исследование лежит в пределах допустимых значений погрешности) нежели у более дорогостоящей пленки</p>
<p><b>Возможности:</b></p> <p>В1. Использование данного вида радиохромной пленки для проведения дозиметрии протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ</p>	<p>Результаты анализа интерактивной матрицы проекта полей «Сильные стороны и возможности»:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) возможность проведения более доступной и оптимальной процедуры дозиметрии протонного пучка фазотрона</li> <li>2) возможность упрощения геометрии проведения измерений (за счет симметричности пленки упрощается проведение дозиметрии пучка в водном фантоме)</li> </ol>	<p>Результаты анализа интерактивной матрицы проекта полей «Слабые стороны и возможности»:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Создание типовой технологии для подготовки пленки к проведению измерений</li> <li>2) Увеличение квалификации персонала, занимающихся проведением дозиметрии пучка, что позволит увеличить точность измерений</li> </ol>
<p><b>Угрозы:</b></p> <p>У1. Отсутствие финансирования со стороны организации на закупку пленки</p> <p>У2. Угроза поломки сканера</p>	<p>Результаты анализа интерактивной матрицы проекта полей «Сильные стороны и угрозы»:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Написание статей и</li> </ol>	<p>Результаты анализа интерактивной матрицы проекта полей «Слабые стороны и угрозы»:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Получение грантов</li> </ol>

ра при помощи которого считываются данные с пленки	работ, доказывающих целесообразность и эффективность применения ЕВТ – 3 для дозиметрии протонного пучка, что позволит увеличить финансирование и как следствие, возможность закупки сканера при его поломке	на исследования. 2) Разработка новых методик и протоколов для проведения дозиметрии 3) Повышение квалификации персонала.
--	---	--

Результаты SWOT-анализа учитываются при разработке структуры работ, выполняемых в рамках научно-исследовательского проекта.

#### **5.4 Инициация проекта**

Группа процессов инициации состоит из процессов, которые выполняются для определения нового проекта или новой фазы существующего. В рамках процессов инициации определяются изначальные цели и содержание и фиксируются изначальные финансовые ресурсы. Определяются внутренние и внешние заинтересованные стороны проекта, которые будут взаимодействовать и влиять на общий результат научного проекта. Данная информация закрепляется в Уставе проекта.

Устав проекта документирует бизнес-потребности, текущее понимание потребностей заказчика проекта, а также новый продукт, услугу или результат, который планируется создать.

Устав научного проекта магистерской работы следующую структуру:

1. Цели и результат проекта. В данном разделе приводится информация о заинтересованных сторонах проекта, иерархии целей проекта и критериях достижения целей.

Под заинтересованными сторонами проекта понимаются лица или организации, которые активно участвуют в проекте или интересы которых могут быть затронуты как положительно, так и отрицательно в ходе исполнения или в результате завершения проекта (таблица XX3).

Таблица 5.4 Заинтересованные стороны проекта

<b>Заинтересованные стороны проекта</b>	<b>Ожидания заинтересованных сторон</b>
Медицинские учреждения	исследование возможностей и особенностей применения плёночного дозиметра Gafchromic EBТ-3 для дозиметрии терапевтического протонного пучка с энергией на входе в кабину 171 МэВ
Исследовательские центры	

В таблице 5.5 представлена информация об иерархии целей проекта и критериях достижения целей.

Таблица 5.5 Цели и результат проекта

<b>Цель проекта:</b>	исследование возможностей и особенностей применения плёночного дозиметра Gafchromic EBТ-3 для дозиметрии терапевтического протонного пучка с энергией на входе в кабину 171 МэВ
<b>Ожидаемые результаты проекта:</b>	1. Измерение дозиметрических характеристик выведенного протонного пучка фазотрона ОИЯИ с помощью плёночных дозиметров и полупроводниковой камеры, с их последующим сравнением с целью изучения вклада в измеряемые характеристики “quenching” эффекта, а также особенностей использования

	<p>плёнки для проведения дозиметрии протонного пучка.</p> <p>2. Монте – Карло моделирование процесса прохождения исследуемого терапевтического пучка протонов в водном фантоме с целью оценки среднего значения ЛПЭ в различных точках глубинно-дозной кривой и оценка его возможного влияния на чувствительность пленки.</p>
<p><b>Критерии приемки результата проекта:</b></p>	<p>измерение и построение глубинных распределений поглощённой дозы терапевтического и более моноэнергетического, специально сформированного для проведения измерений, протонных пучков</p>
<p><b>Требования к результату проекта:</b></p>	<p>Погрешность измеренных значений должна составлять величину не более 3%</p>

2. Организационная структура проекта. На данном этапе работы необходимо решены следующие вопросы: кто будет входить в рабочую группу данного проекта, определение роли каждого участника в данном проекте, а также прописаны функции, выполняемые каждым из участников и их трудозатраты в проекте. Эта информация представлена в табличной форме (таблица 4.6).

Таблица 5.6 Рабочая группа проекта

<b>№ п/п</b>	<b>ФИО, основное место работы, должность</b>	<b>Роль в проек- те</b>	<b>Функции</b>	<b>Трудозатраты, час.</b>
1	Мицын Г.В.	Руководитель	Контроль деятель- ности проекта	112
4	Хасенова И. Ж.	Старший лаборант	Проведение изме- рений, обработка результатов	336
<b>ИТОГО:</b>				448

3. Ограничения и допущения проекта. Ограничения проекта – это все факторы, которые могут послужить ограничением степени свободы участников команды проекта, а также «границы проекта» - параметры проекта или его продукта, которые не будут реализованных в рамках данного проекта. Данная информация представлена в таблице 4.7.

Таблица 5.7. Ограничения проекта

<b>Фактор</b>	<b>Ограничения/ допущения</b>
3.1. Бюджет проекта	1 млн. 500 тыс. 15 руб.
3.1.1. Источник финансирования	Государственный бюджет
3.2. Сроки проекта:	3 месяца
3.2.1. Дата утверждения плана управления проектом	Февраль 2019 года
3.2.2. Дата завершения проекта	Апрель 2019 года

## 5.5 План проекта

В рамках планирования научного проекта был построен календарный план проекта. Линейный график представляется в виде таблицы 4.5.

Таблица 5.5 Календарный план проекта

<b>№, п/п</b>	<b>Название</b>	<b>Длительность, рабочие дни</b>	<b>Дата начала работ</b>	<b>Дата окончания работ</b>	<b>Состав участников</b>
1	Составление и утверждение технического задания	2	1 февраля, 2019 г.	4 февраля, 2019 г.	Руководитель
2	Подбор и изучение материалов по теме	12	4 февраля, 2019 г.	18 февраля, 2019 г.	Магистрант
3	Выбор направления исследований	2	18 февраля, 2019 г.	20 февраля, 2019 г.	Руководитель,
4	Разработка общей методики проведения исследований	5	20 февраля, 2019 г.	26 февраля, 2019 г.	Руководитель
5	Календарное планирование работ по теме	2	26 февраля, 2019 г.	28 февраля, 2019 г.	Руководитель
6	Изучение документации, поиск литературы	7	28 февраля, 2019 г.	7 марта, 2019 г.	Магистрант

7	Проведение измерений	14	11 марта, 2019	27 марта, 2019 г.	Магистрант
8	Обработка результатов измерений, построение глупинно – дозных распределений	12	27 марта, 2019 г.	10 апреля, 2019 г.	Магистрант
9	Проведение Монте – Карло моделирования	9	10 апреля, 2019 г.	20 апреля, 2019 г.	Магистрант
10	Анализ и описание полученных результатов	3	20 апреля, 2019 г.	24 апреля, 2019 г.	Руководитель
11	Оформление магистерской диссертации	2	24 апреля, 2019 г.	26 апреля, 2019 г.	Магистрант

На основании полученных данных был построен план-график в виде диаграммы Ганта. График построен с разбивкой по месяцам и декадам (10 дней) за период времени дипломирования. При этом работы на графике выделены различной штриховкой в зависимости от исполнителей, ответственных за ту или иную работу.

Календарный план-график выполнения данной дипломной работы в виде диаграммы Ганта представлен ниже в таблице 5.6.

Таблица 5.6 – Календарный план-график проведения дипломной работы по теме

№ работ	Вид работ	Исполнитель	Т кал.дн.	Февраль			Март			Апрель		
				1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	Составление и утверждение технического задания	Р	3	■								
2	Подбор и изучение материалов по теме	С	14	■	■							
3	Выбор направления исследований	Р	2		■							
4	Разработка общей методики проведения исследований	Р	6			■						
5	Календарное планирование работ по теме	Р	2			■						
6	Изучение документации, поиск литературы	С	7				■					
7	Проведение измерений	С	16				■	■	■			
8	Обработка результатов измерений, построение глубинно – дозных распределений	С	14						■	■		
9	Проведение Монте – Карло моделирования	С	10								■	
10	Проверка полученных результатов	Р	4									■
11	Оформление магистерской диссертации	С	2									■
Итого:		Р/С	14/56									Раб.дни

	Р/С	17/63	Кал.дни
--	-----	-------	---------

Условные обозначения

Руководитель 

Студент 

## 5.6 Бюджет научного исследования

При планировании бюджета научного исследования должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов планируемых расходов, необходимых для его выполнения. В процессе формирования бюджета, планируемые затраты группируются по статьям, представленным в таблице 4.6.

Таблица 5.7 Группировка затрат по статьям

Статьи							
Вид работ	Сырье, материалы (за вычетом возвратных отходов), покупные изделия и полуфабрикаты	Специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ	Основная заработная плата	Дополнительная заработная плата	Отчисления на социальные нужды	Накладные расходы	Итоговая плановая себестоимость
1	1958	125,21 млн. руб.	134148	13415	44269	2436	125406226

### *Сырье, материалы, покупные изделия и полуфабрикаты (за вычетом отходов)*

В эту статью включаются затраты на приобретение всех видов материалов, комплектующих изделий и полуфабрикатов, необходимых для выполнения работ по данной теме.

Расчет стоимости материальных затрат производится по действующим прейскурантам или договорным ценам. Результаты по данной статье заносятся в таблице 5.8.

Таблица 5.8. Сырье, материалы, комплектующие изделия и покупные полуфабрикаты

<b>Наименование</b>	<b>Марка, размер</b>	<b>Кол-во</b>	<b>Цена за единицу, руб.</b>	<b>Сумма, руб.</b>
Радиохромная пленка	Gafchromic ЕВТ - 3	2	670	1340
Перчатки	лабораторные	15	35	525
Всего за материалы				1865
Транспортно-заготовительные расходы (3-5%)				93
Итого по статье $C_m$				1958

***Специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ***

В данную статью включают все затраты, связанные с приобретением специального оборудования (приборов, контрольно-измерительной аппаратуры, стендов, устройств и механизмов), необходимого для проведения работ по конкретной теме. Определение стоимости спецоборудования производится по действующим прейскурантам, а в ряде случаев по договорной цене.

Таблица 5.9 Расчет затрат по статье «Спецоборудование для научных работ»

<b>№ п/п</b>	<b>Наименование оборудования</b>	<b>Кол-во единиц оборудования</b>	<b>Цена единицы оборудования, руб.</b>	<b>Общая стоимость оборудования, руб.</b>
1	Сканер Epson Expression 11000XL	1	210000	210000
2	Фазотрон	1	125000000	125000000
Всего:				125210000

Стоимость оборудования, используемого при выполнении конкретного научного проекта и имеющегося в данной научно-технической организации, учитывается в виде амортизационных отчислений:

$$C = 125,21 \text{ млн. руб.}$$

$$A = \frac{100\%}{70} = 1,43 \% \text{ в год}$$

$$\sum A = \frac{125,21 \cdot 1,43}{100} = 1,79 \text{ млн. руб. в год}$$

$$A_m = \frac{1,79}{12} = 149167 \text{ руб. в месяц}$$

$$A_{m,p} = 149167 \cdot 3 = 447500 \text{ руб}$$

где  $A$  – норма амортизации, %;

$\sum A$  – сумма амортизации, руб. в год;

$A_m$  – сумма амортизации, руб. в месяц;

$A_{m,p}$  – сумма амортизации за время научной работы, руб.

### ***Основная заработная плата***

В настоящую статью включается основная заработная плата научных и инженерно-технических работников, рабочих макетных мастерских и опытных производств, непосредственно участвующих в выполнении работ по данной теме. Величина расходов по заработной плате определяется исходя из трудоемкости выполняемых работ и действующей системы оплаты труда. В состав основной заработной платы включается премия, выплачиваемая ежемесячно из фонда заработной платы (размер определяется Положением об оплате труда).

Статья включает основную заработную плату работников, непосредственно занятых выполнением проекта, (включая премии, доплаты) и дополнительную заработную плату.

$$C_{зп} = Z_{осн} + Z_{доп},$$

где  $Z_{осн}$  – основная заработная плата;

$Z_{доп}$  – дополнительная заработная плата.

Основная заработная плата ( $Z_{осн}$ ) руководителя (лаборанта, инженера) от предприятия (при наличии руководителя от предприятия) рассчитывается по следующей формуле:

$$Z_{осн} = Z_{дн} \cdot T_{раб},$$

где  $Z_{осн}$  – основная заработная плата одного работника;

$T_p$  – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником, раб. дн.;

$Z_{дн}$  – среднедневная заработная плата работника, руб.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{дн} = \frac{Z_m \cdot M}{F_d},$$

где  $Z_m$  – месячный должностной оклад работника, руб.;

$M$  – количество месяцев работы без отпуска в течение года:

при отпуске в 24 раб. дня  $M = 11,2$  месяца, 5-дневная неделя;

при отпуске в 48 раб. дней  $M = 10,4$  месяца, 6-дневная неделя;

$F_d$  – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала, раб. дн. (таблица 4.10).

Таблица 5. 10 - Баланс рабочего времени для рабочей группы проекта

Показатели рабочего времени	Руководитель	Студент
Календарное число дней	365	365
Количество нерабочих дней		
- выходные дни	52	52
- праздничные дни	14	14
Потери рабочего времени		
- отпуск	48	48
- невыходы по болезни	0	0
Действительный годовой фонд рабочего времени	251	251

Месячный должностной оклад работника:

$$Z_m = Z_b \cdot (k_{пр} + k_d) \cdot k_p,$$

где  $Z_b$  – базовый оклад, руб.;

$k_{пр}$  – премиальный коэффициент;

$k_d$  – коэффициент доплат и надбавок (в НИИ и на промышленных предприятиях – за расширение сфер обслуживания, за профессиональное мастерство, за вредные условия: определяется Положением об оплате труда);

$k_p$  – районный коэффициент, равный 1,3 (для Москвы).

Расчёт основной заработной платы приведён в таблице 4.11

Таблица 5.11 Расчёт основной заработной платы

Исполнители	$Z_b$ , руб.	$k_{пр}$	$k_d$	$k_p$	$Z_m$ , руб.	$Z_{дн}$ , руб.	$T_p$ , раб. дн.	$Z_{осн}$ , руб.
Руководитель	45000	1,11	1,15	1	101700	4538	14	63532
Старший лаборант	12500	1,11	1,15	1	28250	1261	56	70616

### *Дополнительная заработная плата научно-производственного персонала*

В данную статью включается сумма выплат, предусмотренных законодательством о труде, например, оплата очередных и дополнительных отпусков; оплата времени, связанного с выполнением государственных и общественных обязанностей; выплата вознаграждения за выслугу лет и т.п. (в среднем – 12 % от суммы основной заработной платы).

Дополнительная заработная плата рассчитывается исходя из 10-15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы:

$$Z_{доп} = k_{доп} \cdot Z_{осн}$$

где  $Z_{\text{доп}}$  – дополнительная заработная плата, руб.;

$k_{\text{доп}}$  – коэффициент дополнительной зарплаты;

$Z_{\text{осн}}$  – основная заработная плата, руб.

В таблице 5.12 приведена форма расчёта основной и дополнительной заработной платы.

Таблица 5.12 Заработная плата исполнителей НТИ

<b>Заработная плата</b>	<b>Руководитель</b>	<b>Старший лаборант</b>
Основная зарплата	63532	70616
Дополнительная зарплата	6353	7062
Зарплата исполнителя	69885	77678
Итого по статье Сзп	147563	

### *Отчисления на социальные нужды*

Статья включает в себя отчисления во внебюджетные фонды.

$$C_{\text{внеб}} = k_{\text{внеб}} \cdot (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}),$$

где  $k_{\text{внеб}}$  – коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды (пенсионный фонд, фонд обязательного медицинского страхования и пр.).

$$k_{\text{внеб}} = 0,3$$

Таблица 5.13 Отчисления на социальные нужды

<b>Наименование</b>	<b>Сумма</b>
Основная заработная плата руководителя, руб.	69885
Коэффициент отчислений во внебюджетные фонды	0,3
Сумма отчислений руководителя	20966
Сумма отчислений старшего лаборанта	23303
<b>Итого:</b>	<b>44269</b>

### **Накладные расходы**

В данную статью входят расходы на содержание аппарата управления и общехозяйственных служб.

Затраты на электричество рассчитываются по следующей формуле:

$$C = C_{\text{эл}} \cdot P \cdot F_{\text{об}} = 5,8 \cdot 15 \cdot 28 = 2436 \text{ руб.}$$

где  $C_{\text{эл}}$  – тариф на электроэнергию (5,8 руб за 1 кВт\*ч)

$P$  – мощность оборудования, кВт;

$F_{\text{об}}$  – время использования оборудования, ч.

Затраты на электроэнергию составили 2436 руб.

Таблица 5.14 Расходы на электроэнергию

<b>Наименование</b>	<b>Единица измерения</b>	<b>Количество дней</b>	<b>Время работы в день для оборудования, час</b>	<b>Цена за ед., руб.</b>	<b>Затраты на электроэнергию, руб.</b>
Электричество	кВт*ч	14	2	5,8	2436
Итого:					2436

### **5.7 Реестр рисков проекта**

Идентифицированные риски проекта включают в себя возможные неопределенные события, которые могут возникнуть в проекте и вызвать последствия, которые повлекут за собой нежелательные эффекты. Информация по данному разделу представлена в таблице ХХ6.

Таблица 5.15 Реестр рисков

№ , п/п	Риск	Потенциальное воздействие	Вероятность наступления (1-5)	Влияние риска (1-5)	Уровень риска*	Способы смягчения риска	Условия наступления
1	Поломка фазотрона	Приостановка деятельности на мед.пучке фазотрона	3	5	Высокий	Регулярное техобслуживание и контроль качества	Отсутствие контроля качества и техобслуживания
2	Порча пленки	Приостановка процесса измерений	3	2	Ниже среднего	Бережное отношение с пленкой	Нарушение технологии проведения измерений

Примечание: Уровень риска может быть: высокий, средний или низкий в зависимости от вероятности наступления и степени влияния риска. Риски с наибольшей вероятностью наступления и высокой степенью влияния будут иметь высокий уровень, риски же с наименьшей вероятностью наступления и низкой степенью влияния соответственно низкий уровень.

## **6 Социальная ответственность**

В современных условиях одним из основных направлений коренного улучшения всей профилактической работы по снижению производственного травматизма и профессиональной заболеваемости является повсеместное внедрение комплексной системы управления охраной труда, то есть путем объединения разрозненных мероприятий в единую систему целенаправленных действий на всех уровнях и стадиях производственного процесса.

Охрана труда – это система законодательных, социально-экономических, организационных, технологических, гигиенических и лечебно-профилактических мероприятий и средств, обеспечивающих безопасность, сохранение здоровья и работоспособности человека в процессе труда [12].

Правила по охране труда и техники безопасности вводятся в целях предупреждения несчастных случаев, обеспечения безопасных условий труда работающих и являются обязательными для исполнения рабочими, руководителями, инженерно-техническими работниками.

Опасным производственным фактором, согласно [12], называется такой производственный фактор, воздействие которого в определенных условиях приводят к травме или другому внезапному, резкому ухудшению здоровья.

Вредным производственным фактором называется такой производственный фактор, воздействие которого на работающего, в определенных условиях, приводит к заболеванию или снижению трудоспособности.

### **6.1 Анализ вредных производственных факторов**

Исследовательская работа проходила на базе лаборатории ядерных проблем Объединённого института ядерных исследований в городе Дубна. Исследования велись на протонном пучке фазотрона, энергия на входе, в кабину которого составляла значение 171 МэВ. В таблице 21 приведены основ-

ные элементы, которые формируют опасные и вредные факторы.

Таблица 6.1 – Основные элементы производственного процесса, формирующие опасные и вредные факторы

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	ФАКТОРЫ ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
Проведение экспериментов по облучению радиохромной пленки Gafchromic EBT – 3 протонным пучком	Повышенный уровень ИИ в рабочей зоне		СП 2.6.1.2612-10. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ-99/2010). СП 2.6.1.2523-09. Нормы радиационной безопасности (НРБ – 99/2009).
Обработка результатов, построение глубинно – дозных распределений, Монте – Карло моделирование эксперимента в программе Fluka на компьютере		Электрический ток	ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность
	Шум, вибрация, электромагнитное излучение		СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы»
		Пожарная безопасность	ГОСТ Р12.1.004-85 ССБТ Пожарная безопасность ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в РФ

При работе в лаборатории на инженера воздействуют следующие факторы:

– физические:

- температура и влажность воздуха;
- шум;
- статическое электричество;
- электромагнитное поле низкой частоты;
- освещённость;
- наличие излучения.

– психофизиологические:

- физические перегрузки (статические, динамические)
- нервно-психические перегрузки (умственное перенапряжение, монотонность труда, эмоциональные перегрузки).

## **6.2 Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного и вредного воздействия и устранению их влияния при работе на ПК и с источниками ИИ.**

### **6.2.1 Организационные мероприятия**

Весь персонал обязан знать и строго соблюдать правила техники безопасности. Обучение персонала технике безопасности и производственной санитарии состоит из вводного инструктажа и инструктажа на рабочем месте ответственным лицом.

Проверка знаний правил техники безопасности проводится квалификационной комиссией после обучения на рабочем месте. Проверяемому, присваивается соответствующая его знаниям и опыту работы квалификационная группа по технике безопасности и выдается специальное удостоверение.

Лица, обслуживающие электроустановки не должны иметь увечий и болезней, мешающих производственной работе. Состояние здоровья уста-

навливается медицинским освидетельствованием.

Рациональная планировка рабочего места предусматривает четкий порядок и постоянство размещения предметов, средств труда и документации. То, что требуется для выполнения работ чаще должно располагаться в зоне легкой досягаемости рабочего пространства (Рисунок 23).

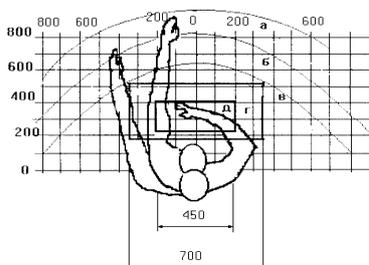


Рисунок 6.2.1 – Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости  
а – зона максимальной досягаемости рук; б – зона досягаемости пальцев при вытянутой руке; в – зона легкой досягаемости ладони; г – оптимальное пространство для грубой ручной работы; д – оптимальное пространство для тонкой ручной работы.

Оптимальное размещение предметов труда и документации в зонах досягаемости рук: дисплей размещается в зоне а (в центре); клавиатура – в зоне г или д; системный блок размещается в зоне б (слева); принтер находится в зоне а (справа); документация: в зоне легкой досягаемости ладони – в (слева) – литература и документация, необходимая при работе; в выдвижных ящиках стола – литература не используемая постоянно.

При проектировании письменного стола должны быть учтены следующие требования.

Высота рабочей поверхности стола рекомендуется в пределах 680 – 800 мм. Высота рабочей поверхности, на которую устанавливается клавиатура, должна быть 650 мм. Рабочий стол должен быть шириной не менее 700 мм и длиной не менее 1400 мм. Должно иметься пространство для ног высотой не менее 600 мм, шириной – не менее 500 мм, глубиной на уровне колен – не менее 450 мм и на уровне вытянутых ног – не менее 650 мм.

Рабочее кресло должно быть подъёмно-поворотным и регулируемым

по высоте и углам наклона сиденья и спинки, а также расстоянию спинки до переднего края сиденья. Рекомендуется высота сиденья над уровнем пола 420 – 550 мм. Конструкция рабочего кресла должна обеспечивать: ширину и глубину поверхности сиденья не менее 400 мм; поверхность сиденья с заглублённым передним краем.

Монитор должен быть расположен на уровне глаз оператора на расстоянии 500 – 600 мм. Согласно нормам, угол наблюдения в горизонтальной плоскости должен быть не более 45° к нормали экрана. Лучше если угол обзора будет составлять 30°. Кроме того, должна быть возможность выбирать уровень контрастности и яркости изображения на экране.

Должна предусматриваться возможность регулирования экрана:

- по высоте плюс 3 см;
- по наклону от 10 до 20 градусов относительно вертикали, а также в левом и правом направлениях.

Клавиатуру следует располагать на поверхности стола на расстоянии 100 – 300 мм от края. Нормальным положением клавиатуры является её размещение на уровне локтя оператора с углом наклона к горизонтальной плоскости 15°. Более удобно работать с клавишами, имеющими вогнутую поверхность, четырёхугольную форму с закруглёнными углами. Конструкция клавиши должна обеспечивать оператору ощущение щелчка. Цвет клавиш должен контрастировать с цветом панели.

При однообразной умственной работе, требующей значительного нервного напряжения и большого сосредоточения, рекомендуется выбирать неяркие, малоконтрастные цветочные оттенки, которые не рассеивают внимание (малонасыщенные оттенки холодного зеленого или голубого цветов). При работе, требующей интенсивной умственной или физической напряженности, рекомендуются оттенки тёплых тонов, которые возбуждают активность человека.

## 6.2.2 Условия безопасной работы

Основные параметры, характеризующие условия труда это: микроклимат, шум, вибрация, электромагнитное поле, ионизационное излучение, освещённость.

Воздух рабочей зоны (микроклимат) производственных помещений определяют следующие параметры: температура, относительная влажность, скорость движения воздуха. Оптимальные и допустимые значения характеристик микроклимата устанавливаются в соответствии с [13] и приведены в таблице 6.2.1.

Таблица 6.2.1 – Оптимальные и допустимые параметры микроклимата

Период года	Температура, °С	Относительная влажность, %	Скорость движения воздуха, м/с
Холодный и переходный	23 – 25	40 – 60	0,1
Тёплый	23 – 25	40	0,1

К мероприятиям по оздоровлению воздушной среды в производственном помещении относятся: правильная организация вентиляции и кондиционирования воздуха, отопление помещений. Вентиляция может осуществляться естественным и механическим путём. В помещение должны подаваться следующие объёмы наружного воздуха: при объёме помещения до 20 м<sup>3</sup> на человека – не менее 30 м<sup>3</sup> в час на человека; при объёме помещения более 40 м<sup>3</sup> на человека и отсутствии выделения вредных веществ допускается естественная вентиляция.

Система отопления должна обеспечивать достаточное, постоянное и равномерное нагревание воздуха. В помещениях с повышенными требованиями к чистоте воздуха должно использоваться водяное отопление. Параметры микроклимата в используемой лаборатории регулируются системой центрального отопления, и имеют следующие значения: влажность - 40%, ско-

рость движения воздуха – 0,1 м/с, температура летом – от 20°С до 25°С, зимой – от 13°С до 15°С. В лаборатории осуществляется естественная вентиляция. Воздух поступает и удаляется через щели, окна, двери. Основным недостатком такой вентиляции в том, что приточный воздух поступает в помещение без предварительной очистки и нагревания.

Источниками электромагнитного излучения являются электрические сигналы цепей при работе компьютера. Нормы напряженности электромагнитного поля на расстоянии 50 см вокруг монитора по электрической составляющей приведены в таблице 6.2.2.

Таблица 6.2.2 – Допустимые значения напряженности электромагнитного поля

Наименование параметров	Допустимые значения
<p>Напряженность электромагнитного поля на расстоянии 50 см. Вокруг ВДТ по электрической составляющей должна быть не более:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– в диапазоне частот от 5 Гц до 2 кГц</li> <li>– в диапазоне частот 2—400 кГц</li> </ul>	<p>25 В/м</p> <p>2,5 В/м</p>
<p>Плотность магнитного потока должна быть не более:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– в диапазоне частот от 5 Гц до 2 кГц</li> <li>– в диапазоне частот 2—400 кГц</li> </ul>	<p>250 нТл</p> <p>25 нТл</p>
<p>Поверхностный электростатический потенциал не должен превышать</p>	<p>500 В</p>

Для выполнения норм предельно допустимой напряженности электромагнитного поля расстояние от глаз до монитора должно быть 60 – 70 см, но не менее 50 см. Увеличение расстояния в 2 раза приводит к уменьшению плотности мощности на низких частотах на оператора.

Нарушения в организме человека при воздействии электромагнитных полей незначительных напряжений носят обратимый характер. При воздействии полей, имеющих напряженность выше предельно допустимого уровня, развиваются нарушения со стороны нервной и сердечно-сосудистой систем, органов пищеварения и некоторых биологических показателей крови.

Последние достижения науки в области производства мониторов позволяют значительно снизить уровень излучения. Использование современных ЭЛТ-мониторов и ЖК-мониторов, соответствующих стандарту ТСО-2003, гарантирует минимальные значения напряженности электромагнитных полей вблизи экранов (менее 10 В/м в диапазоне частот от 5 Гц до 2 кГц и менее 1 В/м в диапазоне частот 2—400 кГц). Используемый для моделирования на ПК ЖК-монитор BenQ T2210HDA также соответствует стандарту ТСО-2003.

Шум и вибрация ухудшают условия труда, оказывают вредное воздействие на организм человека, а именно, на органы слуха и на весь организм через центральную нервную систему. В результате этого ослабляется внимание, ухудшается память, снижается реакция, увеличивается число ошибок при работе. Шум может создаваться работающим оборудованием, установками кондиционирования воздуха, осветительными приборами дневного света, а также проникать извне. При выполнении работы на ПЭВМ уровень шума на рабочем месте не должен превышать 50 дБ.

Утомляемость органов зрения может быть связана как с недостаточной освещенностью, так и с чрезмерной освещенностью, а также с неправильным направлением света.

### **6.2.3 Радиационная безопасность**

Главная цель радиационной безопасности – охрана здоровья людей от вредного воздействия ионизирующего излучения путем соблюдения основных принципов и норм радиационной безопасности.

Главным документом в Российской Федерации, устанавливающим требования к обеспечению безопасности при организации работ с источниками ионизирующих излучений являются СП 2.6.1.2523-09 «Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009)» [14].

Согласно [14] существует три принципа для обеспечения радиационной безопасности при нормальной эксплуатации источников излучения:

- принцип нормирования – не превышение допустимых пределов индивидуальных доз облучения граждан от всех источников излучения;
- принцип обоснования – запрещение всех видов деятельности по использованию источников излучения, при которых полученная для человека и общества польза не превышает риск возможного вреда, причиненного дополнительным облучением;
- принцип оптимизации – поддержание на возможно низком и достижимом уровне с учетом экономических и социальных факторов индивидуальных доз облучения и числа облучаемых лиц при использовании любого источника излучения.

В НРБ-99/2009 устанавливаются следующие категории облучаемых лиц:

- персонал (группы А и Б);
- все население, включая персонал вне сферы и условий их производственной деятельности.

Для студентов и учащихся, проходящих обучение с источниками ионизирующих излучений, годовые дозы не должны превышать значений, установленных для персонала группы Б.

Для категорий облучаемых лиц устанавливаются два класса нормативов:

- основные пределы доз (ПД), приведенные в таблице 6.2.4.
- допустимые уровни монофакторного воздействия (для одного радионуклида, пути поступления или одного вида внешнего облучения), являющиеся производными от основных пределов доз: пределы годового поступ-

ления (ПГП), допустимые среднегодовые объемные активности (ДОВА), среднегодовые удельные активности (ДУА), и другие.

Таблица 6.2.4 – Основные пределы доз

Нормируемые величины	Дозовые пределы	
	Персонал (группа А)*	Население
Эффективная доза	20 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 50 мЗв в год	1 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 5 мЗв в год
Эквивалентная доза за год: в хрусталике коже кистях и стопах	150 мЗв 500 мЗв 500 мЗв	15 мЗв 50 мЗв 50 мЗв

\*В НРБ-99/2009 все допустимые пределы доз устанавливаются только для персонала группы А. Для персонала группы Б эти значения не должны превышать 0,25 значений, установленных для персонала группы А.

Радиационная безопасность в условиях работы на фазотроне обеспечивается за счет:

- обоснованного выбора места и площадки для его размещения;
- физической защиты от ионизирующего излучения;
- тщательного выполнения установленных технологий при работе с протонным пучком;
- санитарно-эпидемиологической оценки места и помещений работы;
- ограничениями допуска к работе с ионизирующим излучением по возрасту, полу, состоянию здоровья, уровню предыдущего профессионального и (или) аварийного облучения;
- тщательным соблюдением тех требований и рекомендаций для персонала, которые описаны в должностных инструкциях и в нормативно-технической документации;
- применением индивидуальных средств радиационной защиты (индивидуальный дозиметр, защитные шапочки, закрывающие большую часть

головы, очки и воротнички, а также накидки, фартуки, передники, жилеты, юбки, перчатки и специальные пластины).

- вывешивание знака радиационной опасности и предупредительные плакаты, которые должны быть отчетливо видны с расстояния не менее 3 м.

### **6.3 Электробезопасность**

Электробезопасность – система организационных и технических мероприятий и средств, обеспечивающих защиту людей от вредного и опасного воздействия электрического тока, электрической дуги, электромагнитного поля и статического электричества.

В зависимости от условий в помещении опасность поражения человека электрическим током увеличивается или уменьшается. Не следует работать с ЭВМ в условиях повышенной влажности (относительная влажность воздуха длительно превышает 75%), высокой температуры (более 35°C), наличии токопроводящей пыли, токопроводящих полов и возможности одновременного прикосновения к соединенными с землёй металлическим элементам и металлическим корпусом электрооборудования. Существует опасность электропоражения в следующих случаях:

- при непосредственном прикосновении к токоведущим частям во время ремонта ЭВМ;
- при прикосновении к нетоковедущим частям, оказавшимся под напряжением (в случае нарушения изоляции токоведущих частей ЭВМ);
- при прикосновении с полом, стенами, оказавшимися под напряжением;
- при коротком замыкании в высоковольтных блоках.

Для обеспечения электробезопасности электроустановок необходимо:

- 1) Отключить напряжение с токоведущих частей, на которых (или вблизи которых) будет проводиться работа (ремонт), а также принять меры

по обеспечению невозможности подачи напряжения к месту работы;

2) Вывешивать плакаты, указывающие место работы;

3) Обеспечить заземление корпусов всех установок через нулевой провод;

4) Оборудовать надежной изоляцией металлические поверхности инструментов;

5) Обеспечить недоступность токоведущих частей аппаратуры (заключение в корпус токоведущих частей).

Электрический ток, проходя через тело человека, оказывает тепловое, химическое и биологическое воздействие.

Тепловое (термическое) действие проявляется в виде ожогов участка кожи, перегрева различных органов, а также возникающих в результате перегрева разрывов кровеносных сосудов и нервных волокон.

Химическое (электролитическое) действие ведет к электролизу крови и других содержащихся в организме человека растворов, что приводит к изменению их физико-химических составов, а значит, и к нарушению нормального функционирования организма.

Биологическое действие проявляется в опасном возбуждении живых клеток и тканей организма, в результате чего они могут погибнуть.

## **6.4 Пожарная безопасность**

Согласно [17], в зависимости от характеристики используемых в производстве веществ и их количества, по пожарной и взрывной опасности помещения подразделяются на категории А, Б, В, Г, Д. Так как помещение по степени пожаровзрывоопасности относится к категории В, т.е. к помещениям с твердыми сгорающими веществами, необходимо предусмотреть ряд профилактических мероприятий.

Возможные причины загорания:

- неисправность токоведущих частей установок;

- работа с открытой электроаппаратурой;
- короткие замыкания в блоке питания;
- несоблюдение правил пожарной безопасности;
- наличие горючих компонентов: документы, двери, столы, изоляция кабелей и т.п.

Мероприятия по пожарной профилактике разделяются на: организационные, технические, эксплуатационные и режимные.

Организационные мероприятия предусматривают правильную эксплуатацию оборудования, правильное содержание зданий и территорий, противопожарный инструктаж рабочих и служащих, обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности, издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации.

К техническим мероприятиям относятся: соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения, правильное размещение оборудования.

К режимным мероприятиям относятся, установление правил организации работ, и соблюдение противопожарных мер. Для предупреждения возникновения пожара от коротких замыканий, перегрузок и т. д. необходимо соблюдение следующих правил пожарной безопасности:

- исключение образования горючей среды (герметизация оборудования, контроль воздушной среды, рабочая и аварийная вентиляция);
- применение при строительстве и отделке зданий негорюемых или трудно сгораемых материалов;
- правильная эксплуатация оборудования (правильное включение оборудования в сеть электрического питания, контроль нагрева оборудования);
- правильное содержание зданий и территорий (исключение образования источника воспламенения - предупреждение самовозгорания веществ, ограничение огневых работ);

- обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности;
- издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации;
- соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения;
- правильное размещение оборудования;
- своевременный профилактический осмотр, ремонт и испытание оборудования.

При возникновении аварийной ситуации необходимо:

1. Сообщить руководству (дежурному).
2. Позвонить в соответствующую аварийную службу или МЧС – тел. 112.
3. Принять меры по ликвидации аварии в соответствии с инструкцией.

## Список литературы

1. AAPM 1986 American Association of Physicists in Medicine Task Group 20: Protocol for Heavy Charged-Particle Therapy Beam Dosimetry (New York, NY: American Institute of Physics)
2. Agosteo S 2009 Radiation protection constraints for use of proton and ion accelerators in medicine *Radiat. Prot. Dosim.*
3. Agosteo S, Birattari C, Caravaggio M, Silari M and Tosi G 1998 Secondary neutron and photon dose in proton therapy *Radiother. Oncol.*
4. Agosteo S, Magistris M, Mereghetti A, Silari M and Zajacova Z 2007 Shielding data for 100–250 MeV proton accelerators: double differential neutron distributions and attenuation in concrete *Nucl. Instr. Meth.*
5. Agostinelli S, Allison J, Amako K and Apostolakis J 2003 Geant4—a simulation toolkit *Nucl. Instrum. Methods*
6. Andreo P 2009 On the clinical spatial resolution achievable with protons and heavier charged particle radiotherapy beams *Phys. Med. Biol.*
7. Armstrong G T et al 2009 Late mortality among 5 year survivors of childhood cancer: a summary from the Childhood Cancer Survivor Study *J. Clin. Oncol.*
8. Athar B S, Bednarz B, Seco J, Hancox C and Paganetti H 2010 Comparison of out-of-field photon doses in 6 MV IMRT and neutron doses in proton therapy for adult and pediatric patients *Phys. Med. Biol.*
9. Bednarz B, Daartz J and Paganetti H 2010 Dosimetric accuracy of planning and delivering small proton therapy fields *Phys. Med. Biol.*
10. Besemer A, Paganetti H and Bednarz B 2013 The clinical impact of uncertainties in the mean excitation energy of human tissues during proton therapy *Phys. Med. Biol.*
11. Brahme A 2004 Recent advances in light ion radiation therapy *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*
12. Brenner D J and Hall E J 2008 Secondary neutrons in clinical proton radiotherapy: a charged issue *Radiother. Oncol.*

13. Carnicer A et al 2013 Quantification of dose perturbations induced by external and internal accessories in ocular proton therapy and evaluation of their dosimetric impact *Med. Phys.*
14. Carver J R et al 2007 American Society of Clinical Oncology clinical evidence review on the ongoing care of adult cancer survivors: cardiac and pulmonary late effects *J. Clin. Oncol.*
15. Chadwick M B et al 2011 ENDF/B-VII.1 Nuclear data for science and technology: cross sections, covariances, fission product yields and decay data *Nuclear Data Sheets Vol*
16. Polf J C, Harvey M, Titt U, Newhauser W D and Smith AR 2007 Initial beam size study for passive scatter proton therapy: I. Monte Carlo verification *Med. Phys.*
17. Polf J C and Newhauser W D 2005 Calculations of neutron dose equivalent exposures from rangemodulated proton therapy beams *Phys. Med. Biol.*
18. Polf J C, Newhauser W D and Titt U 2005 Patient neutron dose equivalent exposures outside of the proton therapy treatment field *Radiat. Prot. Dosim.*
19. Preston W M and Koehler A M 1968 Proton beam dosimetry, Harvard Cyclotron Laboratory, personal communication
20. Raaijmakers B W, Raaijmakers A J and Lagendijk J J 2008 Feasibility of MRI guided proton therapy: magnetic field dose effects *Phys. Med. Biol.*
21. Randeniya S D, Taddei P J, Newhauser W D and Yepes P 2009 Intercomparison of Monte Carlo Radiation Transport Codes MCNPX, GEANT4, and FLUKA for simulating proton radiotherapy of the eye *Nucl. Technol.*
22. Rechner L A et al 2012 Risk of radiogenic second cancers following volumetric modulated arc therapy and proton arc therapy for prostate cancer *Phys. Med. Biol.*
23. Rethfeldt C, Fuchs H and Gardey K U 2006 Dose distributions of a proton beam for eye tumor therapy: hybrid pencil-beam ray-tracing calculations *Med. Phys.*

24. Roy S C and Sandison G A 2004 Scattered neutron dose equivalent to a fetus from proton therapy of the mother Radiat. Phys. Chem.
25. А.Г. Молоканов . Формирование глубинного дозного распределения радиотерапевтического протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ. .-2007
26. А. В. Агапов, Г. В. Мицын, С. В. Швидкий, К. Н. Шипулин. Одномерный анализатор дозного поля медицинского протонного пучка в радиотерапии // Журнал «Медицинская физика»
27. Агапов А. В. и др. Методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. №6.
28. Сухих Е.С. Клиническая дозиметрия фотонных и электронных пучков медицинских ускорителей на основе полимерных плёнок Gafchromic EBТ-3 // Томск, 2015

## Приложение А

### DOSIMETRY OF THE JINR PHASOTRON THERAPEUTIC PROTON BEAM WITH GAFCHROMIC EBT-3 POLYMER FILMS

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0AM7M	Хасенова Индира Женсбековна		

Руководитель ВКР

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОЯТЦ ИЯТШ	Черепенников Ю.М.	к.т.н.		

Консультант – лингвист отделения иностранных языков ШБИП

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Преподаватель	Шайкина Ольга Игоревна			

## Contents

<u>Introduction</u> .....	103
<u>1.1 The history of proton therapy</u> .....	106
<u>1.2 Proton Interaction mechanisms</u> .....	107
<u>1.3 Features of pristine and spread-out Bragg curves</u> .....	108
<u>1.4 Reference dosimetry</u> .....	115
<u>1.5 Quenching effect</u> .....	116
<u>References</u> .....	118

## Introduction

The problem of increasing the number of oncological diseases every year becomes more and more urgent. The World Health Organization gives disappointing statistics, on the basis of which, we can conclude that more than 8 million people die from cancer in the world every year. In 2012, more than 14 million new cases were detected; 8.2 million patients died [1]. In Russia at the end of 2012, more than three million patients were registered with oncological institutions. Over the past 10 years, the number of patients with cancer in the country has increased by 25.5% [1].

Today, medicine uses a wide range of physical technologies and equipment for the diagnosis and treatment, prevention and treatment of cancer. There are several types of treatment for this category of diseases: chemotherapeutic and surgical treatment, radiation and hormonal therapies, as well as various combinations thereof. But radiation therapy is a fundamental element in the field of high medical technologies, the appointment of radiation therapy (RT) is shown (70 ÷ 75)% of cancer patients [2].

The history of radiation therapy has already been around for more than a hundred years. Nowadays, it is one of the most important cancer treatments. During this time, a lot of work has been done to improve the methods of this type of therapy. In 1946, the famous American scientist Robert Wilson made a proposal for using beams of accelerated protons or other heavier nuclei in radiation therapy. He also noted a number of advantages of using accelerated protons and helium and deuterium nuclei in comparison with gamma radiation.

In 1952, the first cancer patients were treated in the USA on beams of helium and deuterium. In the future, interest in beam radiation therapy expanded significantly after the appearance of numerous proton installations.

It should be noted that at the initial stage of the development of proton radiation therapy, Russia (USSR) was at the forefront. After it was understood that the biology of the effects of protons on living matter is analogous to the action of gamma irradiation, the attention of advanced experimental studies was associated

with heavy ions that exert a stronger biological effect due to their high linear ionization losses. The protons are weakly scattered in the transverse direction and release a significant part of their energy at the end of the sample, thereby forming the Bragg peak. As a result, it becomes possible to form spatial dose distributions, the region of maximum dose of which most closely coincides with the shape of the critical (irradiated) structure and decreases sharply beyond its boundaries. However, the implementation of this number of advantages requires the fulfillment of high requirements for the quality of beam formation, treatment planning, patient fixation during therapy, and high accuracy of dosimetry [3].

That's why the **aim of this work** is to study the possibilities and features of using the Gafchromic EBT-3 film dosimeter, which will allow to check the quality and accuracy of the dosimetry process of the JINR phasotron therapeutic proton beam.

In the course of the work, dosimetry of proton beams with an average energy of 171 MeV was carried out. The measurement results obtained using a mini-semiconductor detector and Markus air ionization chamber, as well as the results of numerical simulation, in the specialized program of physics of elementary particle interaction Fluka, confirmed the acceptability and possibility of using a film for dosimetry of the JINR phasotron proton beam. The depth distributions of the absorbed dose of therapeutic and more monoenergetic, specially formed for the measurement of proton beams, were measured. In addition to the above, the contribution of the so-called “quenching” effect to the error and inaccuracy of measuring the EBT-3 polymer film was evaluated.

**Objectives** of the study:

1. Measurement of the dosimetric characteristics of the JINR phasotron proton beam using film dosimeters and a semiconductor chamber, with their subsequent comparison to study the contribution to the measured quenching characteristics of the effect, as well as the peculiarities of using the film for conducting proton beam dosimetry.

2. Monte - Carlo simulation of the process of passing the investigated therapeutic proton beam in a water phantom in order to estimate the average value of LET at various points of the depth - dose curve and to evaluate its possible influence on the sensitivity of the film.

**Scientific novelty.**

For the first time, a study was conducted of the capabilities and features of Gafchromic EBT-3 film dosimeter using for the dosimetry of the JINR phasotron therapeutic proton beam.

**Personal contribution of the author.**

The personal contribution of the author consists in the formulation of research tasks, the development of experimental methods for solving them, in direct participation in conducting all experimental and clinical studies, testing the results of research, and preparing publications on the topic of the thesis. All processing, analysis and interpretation of the results obtained was performed by the author personally.

**The implementation of the results in practice.**

The results of a clinical study were put into practical work on the proton beam of the phase of the LNP JINR. In particular, information on the applicability of the Gafchromic EBT-3 film dosimeter in the dosimetry of the JINR LNP phasotron proton beams confirms the effectiveness of this type of dosimeter in the verification and quality assessment procedure of the generated phasotron beams.

**Publications.**

Based on the dissertation, 1 paper will be published, which is devoted to the study of the possibilities and features of using the Gafchromic EBT-3 film dosimeter for dosimetry of the JINR phasotron therapeutic proton beam in the materials of the International Conference on Radiation Applications (RAP 2019) in Serbia.

## **1.1 The history of proton therapy**

The history of proton therapy began in 1946 when Robert Wilson published a seminal paper in which he proposed to use accelerator-produced beams of protons to treat deep-seated tumors in humans (Wilson 1946). In that paper, he explained the biophysical rationale for proton therapy as well as the key engineering techniques of beam delivery. In 1954, the first human was treated with proton beams at the Lawrence Berkeley Laboratory (Lawrence et al 1958).

In 1962, specialized radiosurgical proton treatments commenced at the Harvard Cyclotron Laboratory (Kjellberg et al 1962a, 1962b), followed in the mid 1970s by treatments for ocular cancers (Gragoudas et al 1982) and larger tumors (Koehler et al 1977).

Physicists at Harvard, collaborating with clinical colleagues at Massachusetts General Hospital, the Massachusetts Eye and Ear Infirmary, and elsewhere, developed much of the physics and technology needed to treat patients with proton beams safely and effectively. Remarkably, the research and development program at Harvard continued for more than 40 years (Wilson 2004). During the same period, physicists elsewhere were developing other key technologies, including accelerators, magnetically scanned beams, treatment planning systems, computed tomographic imaging (CT), and magnetic resonance imaging.

Commercial proton delivery systems had been contemplated for decades before they finally appeared in 2001 after overcoming considerable difficulties. The cost of proton therapy equipment remains much higher than that of comparable photon therapy equipment; the long - anticipated economies of scale have not, as yet, materialized. Even in times of relative prosperity, the allocation of scarce resources to proton therapy has been constrained by relatively sparse evidence of its cost-competitiveness and cost-effectiveness (Goitein and Jermann 2003, Peeters et al 2010, Lievens and Pijls-Johannesma 2013).

## 1.2 Proton Interaction mechanisms

Figure 1 illustrates several mechanisms by which a proton interacts with an atom or nucleus: Coulombic interactions with atomic electrons, Coulombic interactions with the atomic nucleus, nuclear reactions, and Bremsstrahlung. To a first-order approximation, protons continuously lose kinetic energy via frequent inelastic Coulombic interactions with atomic electrons. Most protons travel in a nearly straight line because their rest mass is 1832 times greater than that of an electron.

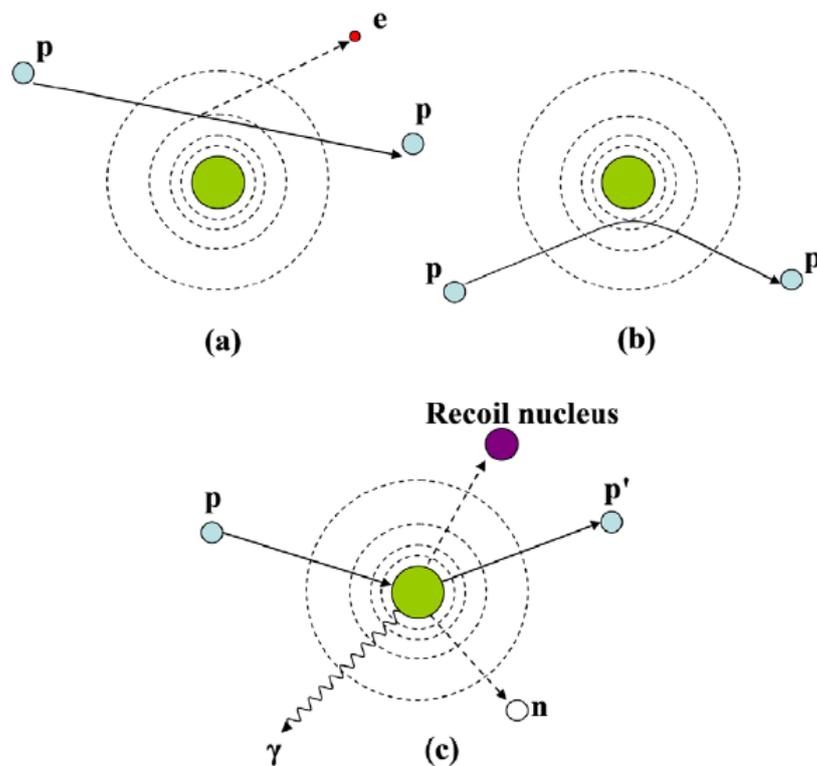


Figure 1. Schematic illustration of proton interaction mechanisms: (a) energy loss via inelastic Coulombic interactions, (b) deflection of proton trajectory by repulsive Coulomb elastic scattering with nucleus, (c) removal of primary proton and creation of secondary particles via non-elastic nuclear interaction (p: proton, e: electron, n: neutron,  $\gamma$ : gamma rays)

In contrast, a proton passing close to the atomic nucleus experiences a repulsive elastic Coulombic interaction which, owing to the large mass of the nucleus, deflects the proton from its original straight-line trajectory. Non-elastic nuclear reactions between protons and the atomic nucleus are less frequent but, in terms of

the fate of an individual proton, have a much more profound effect. In a nuclear reaction, the projectile proton enters the nucleus; the nucleus may emit a proton, deuteron, triton, or heavier ion or one or more neutrons. Finally, proton Bremsstrahlung is theoretically possible, but at therapeutic proton beam energies this effect is negligible. Table 1 summarizes the proton interaction types, interaction targets, principal ejectiles, influence on the proton beam, and dosimetric manifestations.

Table 1. Summary of proton interaction types, targets, ejectiles, influence on projectile, and selected dosimetric manifestations.

Interaction type	Interaction target	Principal ejectiles	Influence on projectile	Dosimetric manifestation
Inelastic Coulomb scattering	Atomic electrons	Primary proton, ionization electrons	Quasi-continuous energy loss	Energy loss determines range in patient
Elastic Coulomb scattering	Atomic nucleus	Primary proton, recoil nucleus	Change in trajectory	Determines lateral penumbral sharpness
Non-elastic nuclear reactions	Atomic nucleus	Secondary protons and heavier ions, neutrons, and gamma rays	Removal of primary proton from beam	Primary fluence, generation of stray neutrons, generation of prompt gammas for in vivo interrogation
Bremsstrahlung	Atomic nucleus	Primary proton, Bremsstrahlung photon	Energy loss, change in trajectory	Negligible

### 1.3 Features of pristine and spread-out Bragg curves

The spatial dose distribution from clinical proton therapy beams is quite similar to those from photon and electron beams. The lateral profiles are generally quite flat in the central high-dose region, then fall off rapidly in the penumbral regions, where the penumbra width increases with depth in the patient. The central-

axis depth-dose curve from protons is somewhat similar to that from electrons, but with a sharper distal falloff. Figures 2 and 3 compare the central axis depth-dose curves from several radiation therapy beams, revealing the main dosimetric properties that are clinically advantageous in many cases, namely, relatively low entrance dose, large and uniform dose to cover the tumor, and rapid falloff of dose near the end of range to spare normal tissues. These properties, together with a uniform lateral dose profile and a sharp lateral penumbral width, allow proton beams to treat a wide variety to tumor sizes and locations while providing superior sparing of normal tissues in many cases.

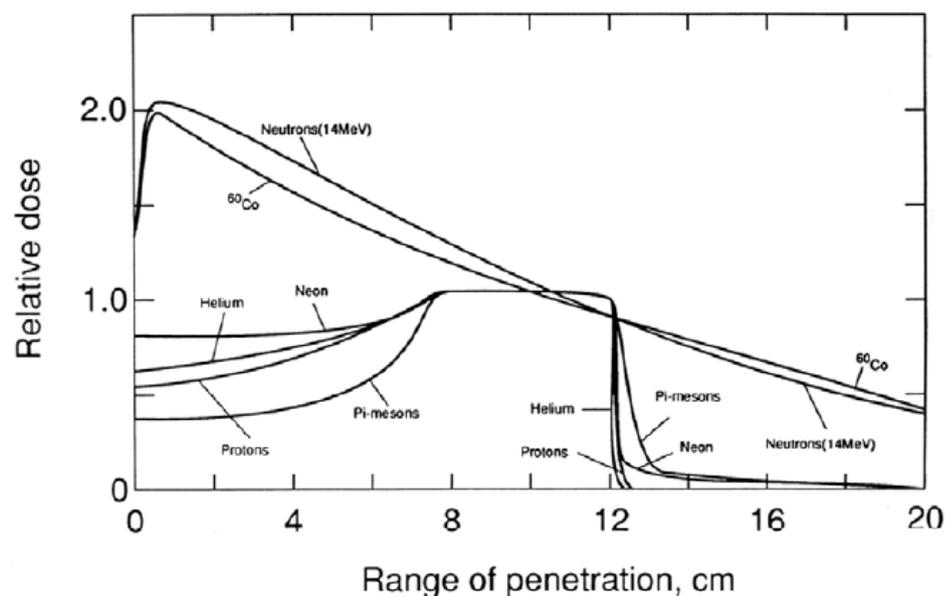


Figure 2. Central axis depth dose profiles from several particle beams. Note that these distributions are from solitary beams in order to clearly compare the differences in the physical properties of various radiations. The important features are that proton beams offer relatively low entrance dose and virtually no exit dose. However, many clinical treatment techniques exploit multiple field directions to enhance the uniformity of tumor coverage and to spare sensitive healthy tissues. In fact, in some cases proton treatments provide inferior skin sparing to photons and/or inferior target coverage, e.g. because of proton beams' sensitivity to range errors. Nonetheless, beam for beam, proton beams provide excellent tissue sparing, especially beyond the end of range (reproduced with permission from Larsson 1993).

Having casually inspected the shape of proton depth-dose curves, we next examine their structure in greater detail, pointing out nomenclature and the physical processes that govern the shape of various regions. Figure 4 shows a pristine proton peak along with labels identifying several regions. In order of increasing depth, these are the regions of electronic buildup, protonic buildup, sub-peak, peak, and distal falloff. The figure also shows several characteristic depths (e.g. the depth  $z_{BP}$  at which the peak occurs) and various characteristic lengths (e.g. the 80%-to-20% distal - falloff length  $l_{80-20}$  and the proximal-80%-to-distal-80% pristine-peak width).

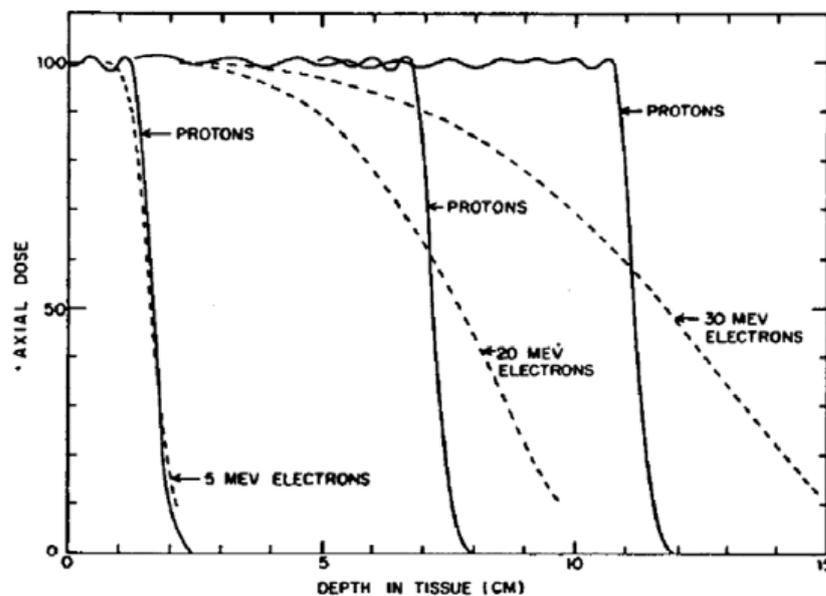


Figure 3. Comparison of depth-dose curves from proton SOBPs and from electron beams. The mass of an electron is only about 1/2000 the mass of a proton, for this reason, proton scattering interactions (individual angular deflections and variations in collisional energy losses) are much smaller, leading to sharper lateral and distal falloff distances (reproduced with permission from Koehler and Preston 1972).

The anatomic definitions of an SOBP are, in many ways, similar to those of a pristine Bragg curve, as seen in figure 5. However, there are several unique difficulties in characterizing SOBPs because of their sometimes unusual shape. For example, SOBPs with two or more discrete pristine Bragg curves may have multiple dose maxima in the modulated-peak region (e.g. the ripple shown in figure 6).

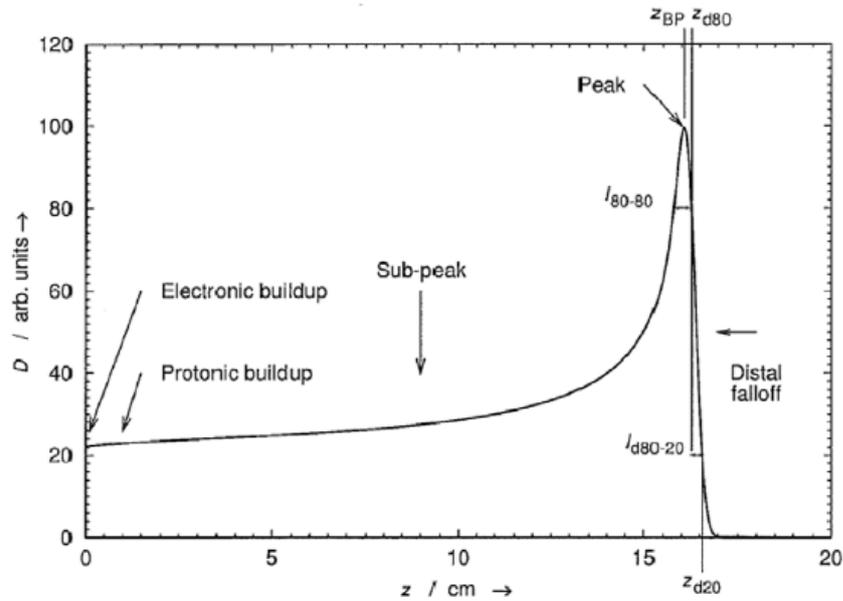


Figure 4. Absorbed dose  $D$  as a function of depth  $z$  in water from an unmodulated (pristine) proton Bragg peak produced by a broad proton beam with an initial energy of 154 MeV. The various regions, depths, and lengths that are labeled are defined in the text. (The electronic buildup is not visible in this plot.) This type of dose distribution is useful clinically because of the relatively low doses delivered to normal tissues in the sub-peak and distal-falloff regions relative to the target dose delivered by the peak.

In fact, near the central region of a laterally ‘large’ beam, or more correctly well inside the periphery of a large beam, there is an equilibrium in which lateral scattering away from the central axis is exactly compensated by scattering towards it. This effect is described in figure 7, which is adapted from Koehler and Preston (1972). As the field size shrinks to the dimension of the rms lateral displacement due to MCS, lateral equilibrium is lost and MCS progressively depletes the proton fluence and dose along the central axis. Small proton beams have been investigated in several studies, including those by Takada (1996), Moyers et al (1999), Vatnitsky et al (1999b), Bednarz et al (2010), and Gottschalk (1999), as well as others, especially in the context of scanned beams and pencil beam dose algorithms.

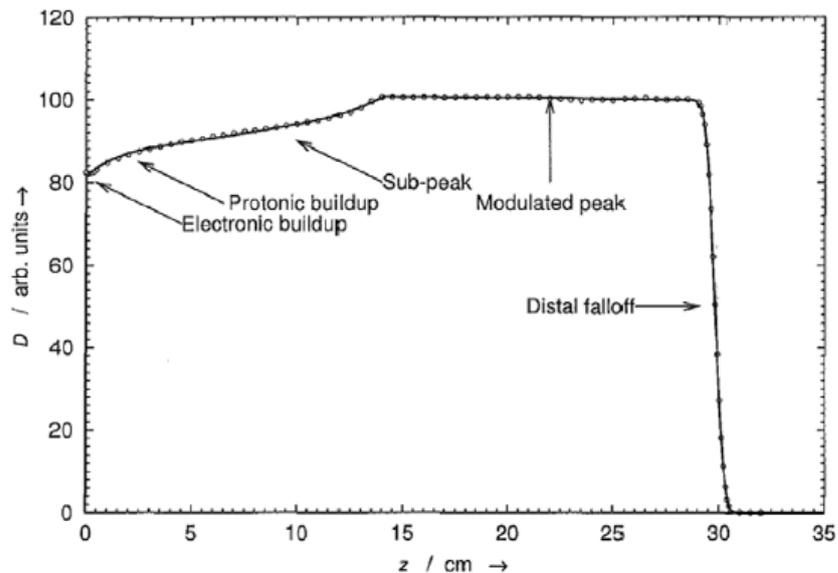


Figure 5. Absorbed dose  $D$  as a function of depth  $z$  in water from a spread-out proton Bragg peak (SOBP). Various locations and regions that are indicated on the plot are defined in the text. This peak was measured with a Markus-type parallel-plate ionization chamber in the Northeast Proton Therapy Center (NPTC) gantry. The measured data are plotted with open circles and the model-fit as a solid line. Note that the electronic buildup region, which spans only a few millimeters, is not visible in this plot.

**Pristine Bragg curve:** A depth-dose distribution in an absorber irradiated with a monoenergetic or nearly-monoenergetic proton beam. In other words, no device or technique has been intentionally deployed for modulating the proton fluence or spectral fluence.

**Spread-out Bragg curve:** A depth-dose distribution in an absorber irradiated with a beam that has been intentionally modified to increase the axial dimension of the peak region. This is accomplished by modulating the range and the fluence of the beam. Clinical systems accomplish this by combining multiple quasi-monoenergetic beams or with a continuously modulated beam.

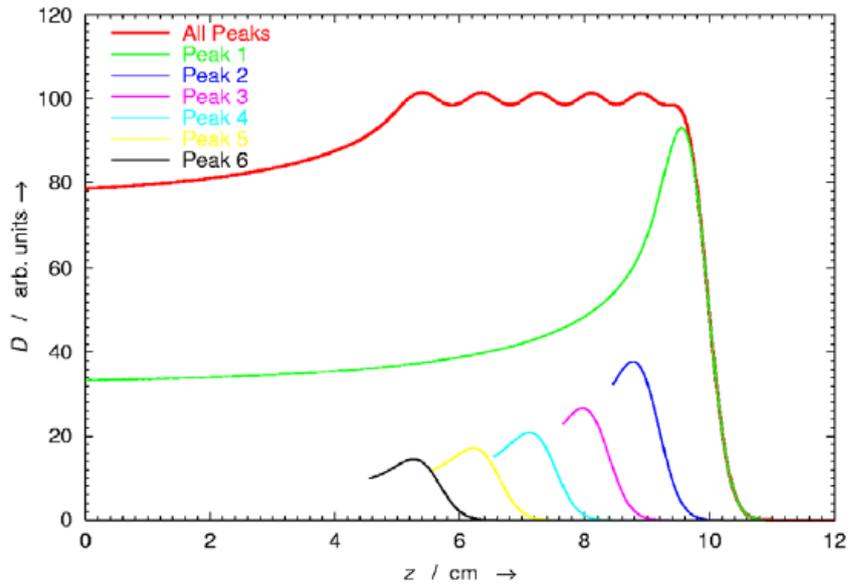


Figure 6. Absorbed dose  $D$  as a function of depth  $z$  in water from a spread-out Bragg peak (SOBP) (uppermost curve) and its constituent pristine Bragg peaks (lower curves; for clarity, all but the deepest pristine Bragg peak are only partly drawn). In many cases, the clinical target volume is larger than the width of a pristine Bragg peak. By appropriately modulating the proton range and fluence of pristine peaks, the extent of the high-dose region can be widened to cover the target volume with a uniform dose.

**Electronic buildup region:** A small region near the surface of the absorber where the proton beam is incident. Under some circumstances, this region exhibits an increase of dose with increasing depth, asymptotically approaching absorbed dose in the sub-peak region within the depth corresponding to the range of the most penetrating recoil electron. In some cases, electronic buildup is not observed.

There are several possible reasons for this: the presence of some material just upstream of the surface (e.g. an immobilization device or a range compensator) may provide partial or full electronic charged particle equilibrium in the absorber, it may occur in combination with protonic buildup, it may be masked by changes in the proton energy loss rate near the end of range, or the wall of a cavity dosimeter may be sufficiently thick to present electronic equilibrium to the dosimeter's sensitive volume.

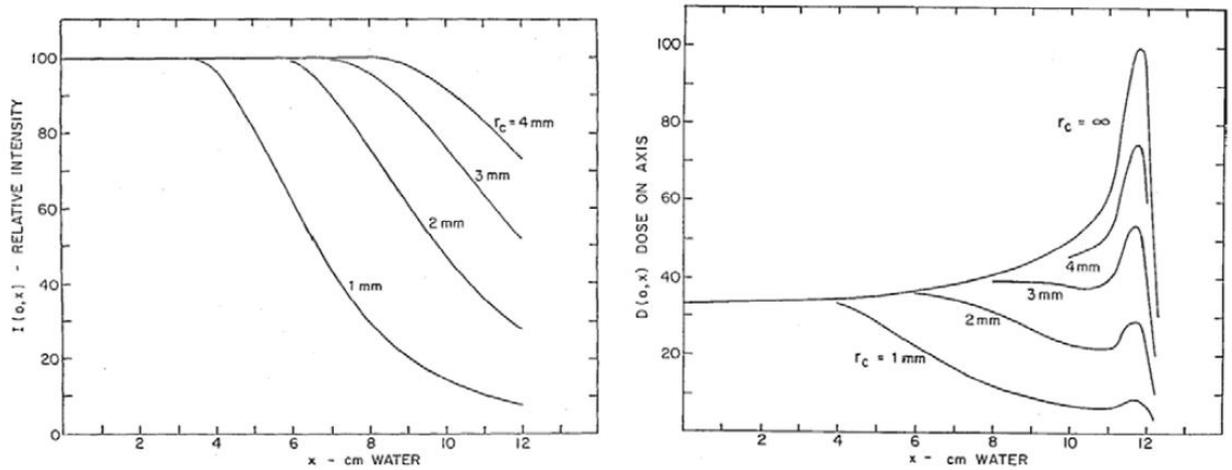


Figure 7. (Left): Proton fluence  $I(0; x)$  along the beam central axis versus depth  $x$  in water. Curves are shown for beams with circular cross sections and radii of 1 to 4 mm. Some of the protons are lost because of scattering events that deflect them from the central axis. This is increasingly observed for small beams and at large depths. (Right): The corresponding central-axis absorbed-dose curves. Note how the fluence depletion reduces the absorbed dose at the peak relative to the entrance dose (reproduced with permission from Preston and Koehler 1998).

**Protonic buildup region:** A region near the surface of the absorber where the absorbed dose increases with depth because of the buildup of secondary protons that are attributable to proton-induced non-elastic nuclear interactions (e.g.  $^{16}\text{O}(p, xp)$  reactions). As with electronic buildup, the protonic buildup may not be observed in some cases, particularly at low incident proton beam energies.

**Sub-peak region:** The region extending from the surface of the absorber to the depth just proximal of the peak. The physical processes involved here are, in decreasing order of importance, the stopping power's dependence on the inverse-square of the proton velocity, the removal of some protons by nuclear reactions, the liberation of secondary particles from nuclear reactions, and for very small fields, the accumulation of lateral deflections from MCS leading to lateral protonic disequilibrium and reduction of the proton fluence on the central axis. The distal extent of the sub-peak region can be calculated from  $z_m - 2\sigma$ , where  $z_m$  is the depth at the pristine Bragg peak and  $\sigma$  is the width of the peak.

**Pristine Bragg peak:** The pristine Bragg peak is simply the maximum (or mode) dose near the end of range, and is located at  $z_{BP}$ , which is defined next. The physical processes governing the location and/or height of the peak are mainly the proton stopping power and energy straggling, nuclear reactions to a much lesser extent and, for very small fields, MCS.

**Pristine Bragg peak depth:** The depth near the end of range of the primary protons at which the protons produce the maximum dose rate, denoted by  $z_{BP}$ . Although small proton beams are not yet widely used, it is helpful to define the location of  $z_{BP}$  in a way that is compatible with large and small beams. Figure 7 shows that the maximum dose for beams of diameter larger than 6 mm is clearly single valued and located near the end of range. For smaller beams, however, the dose at the peak near the end of range may be less than the dose in the proximal regions, creating multiple maxima to choose from. Hence, the definition of  $z_{BP}$  restricts it to exist in the region of the  $R \pm 4\sigma$ , where sigma is the distal falloff width, thereby preventing possible ambiguities, and makes  $z_{BP}$  conceptually independent of the beam cross-sectional area.

#### **1.4 Reference dosimetry**

By reference dosimetry, we mean the determination of absorbed dose in a manner that allows it to be directly related or referred to an accurate and uniform standard of absorbed dose. Clinical reference dosimetry comprises the measurement of absorbed dose in a clinic, which is related to the absorbed dose at a primary or secondary standards laboratory. This approach ensures that clinical reference dosimetry is accurate and uniform across participating institutions.

Typically, clinical reference dosimetry is established by first calibrating a clinic's dosimeter at a standards laboratory, then 'transferring' the calibration to the clinic's treatment beams. To minimize systematic errors introduced by this transfer process, both irradiations are made with the same dosimeter and under identical (or very similar) 'reference conditions'.

Therefore, reference conditions must be reproducible and clinically relevant. However, national or international calibration laboratories do not yet produce proton calibration beams of relevance to proton therapy (presumably due to prohibitively high costs, low demand, and limited resources). Because of this limitation, the proton therapy community developed alternative methods for proton reference dosimetry.

For many decades, the reference fields for calibrating proton dosimeters were characterized using a Faraday cup (Verhey et al 1979) to measure the proton fluence in air. Today, most proton therapy institutions implement reference proton dosimetry utilizing an ionization chamber technique to measure the absorbed dose to water. With the latter technique, an ionization chamber is calibrated using reference conditions for photon therapy (i.e.  $^{60}\text{Co}$  radiation fields that are widely available at calibration laboratories) and a correction factor is applied that corrects the differences in the chamber's response to  $^{60}\text{Co}$  and proton beams. When implemented properly, the techniques agree within uncertainties (Newhauser et al 2002a, 2002b).

Several advisory bodies have published dosimetry protocols for reference dosimetry, such as the American Association of Physicists in Medicine (AAPM 1986), the European Clinical Heavy Particle Dosimetry Group (ECHED) (Vynckier et al 1991, 1994), the International

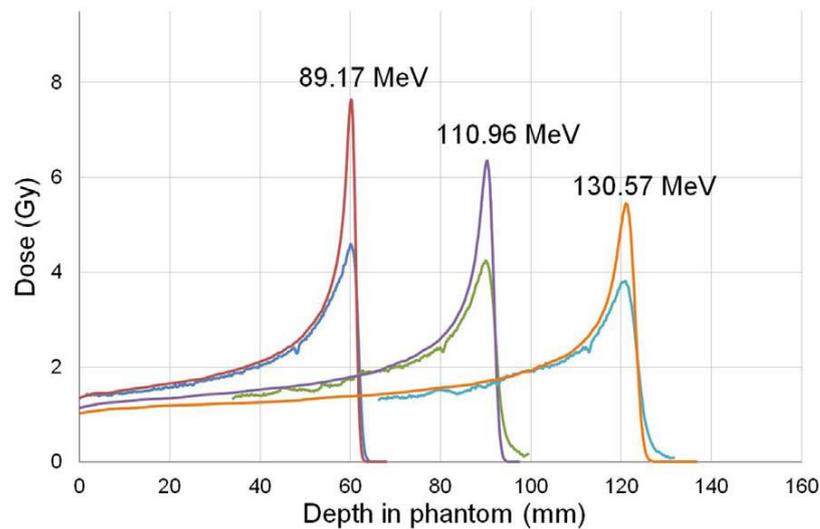
Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU 1998, 2007), and the International Atomic Energy Agency (IAEA 2000). Vatnitsky et al (1999a) performed an international proton dosimetry inter-comparison based on the ICRU Report 59 protocol (ICRU 1998) and reported that absorbed dose to water can be delivered within 3%.

### **1.5 Quenching effect**

The radiation therapies exploiting the energy released by charged particles are currently in great improvement for the advantageous property of these particles

of reaching, at the end of their path, higher linear energy transfer (LET) and then higher biological effectiveness (RBE) than photons.

This is evidenced by the presence of a characteristic peak (Bragg peak) in the depth-dose distribution of charged particle beams. The almost total absence of imparted dose beyond this peak leads to the possibility of achieving better definition of the volume in which a high dose is delivered.



Picture 8. Example of Quenching effect result: central depth-dose profiles measured with RBT3 films (lower profiles) and calculated by Monte Carlo simulations (higher profiles) [8].

To achieve this goal, however, it is necessary to make accurate control measurements in a reference phantom. Calibrated detectors are necessary to this aim. The detectors most used for this purpose are the ionization chambers, which allow local dose determinations with great accuracy.

A considerable interest is turned towards radiochromic films, which allow the visualization of spatial distributions of absorbed dose. A well-known trouble concerning these dosimeters is the significant response dependence on the radiation LET. The quenching of the sensitivity of radiochromic dosimeters (gafchromic films and gel dosimeters) has been studied by many authors and various approaches for correcting the progressive under-response have been proposed.

As said before, the response of EBT3 films is dependent on the radiation LET. In fact, if a depth-dose profile extracted from the dose image obtained with

an EBT3 film is compared with the profile measured (along the same axis) with an ionization chamber or calculated by the suitably developed software, a quenching effect is evidenced in the Bragg peak region [8].

## References

1. AAPM 1986 American Association of Physicists in Medicine Task Group 20: Protocol for Heavy Charged-Particle Therapy Beam Dosimetry (New York, NY: American Institute of Physics)
2. Agosteo S 2009 Radiation protection constraints for use of proton and ion accelerators in medicine *Radiat. Prot. Dosim.*, pp. 167–86.
3. Agosteo S, Birattari C, Caravaggio M, Silari M and Tosi G 1998 Secondary neutron and photon dose in proton therapy *Radiother. Oncol.*, pp.293–305.
4. Agosteo S, Magistris M, Mereghetti A, Silari M and Zajacova Z 2007 Shielding data for 100–250 MeV proton accelerators: double differential neutron distributions and attenuation in concrete *Nucl. Instr. Meth.* , pp.581–98.
5. Agostinelli S, Allison J, Amako K and Apostolakis J 2003 Geant4—a simulation toolkit *Nucl. Instrum. Methods* , pp.250–303.
6. Athar B S, Bednarz B, Seco J, Hancox C and Paganetti H 2010 Comparison of out-of-field photon doses in 6 MV IMRT and neutron doses in proton therapy for adult and pediatric patients *Phys. Med. Biol.* 55
7. Sheino I.N., Izhevskiy P.V., Lipenholz A.A. The basis of photon-capture therapy of malignant neoplasms// *Saratov Journal of Medical Scientific Research.* - 2013. - №4.
8. Coutrakon G B 2007 Accelerators for heavy-charged-particle radiation therapy *Technol. Cancer Res. Treat.*, pp.49–54.