

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего
образования
«Национальный исследовательский Томский политехнический университет»

На правах рукописи

Сухих Евгения Сергеевна

**Клиническая дозиметрия фотонных и электронных пучков
медицинских ускорителей на основе полимерных плёнок Gafchromic
ЕВТ-3**

Специальность 01.04.20 —

«Физика пучков заряженных частиц и ускорительная техника»

Диссертация на соискание учёной степени
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель:
д.ф.-м.н., проф.
Потылицын А.П.

Томск— 2015

Оглавление

Введение	5
1 Основы клинической дозиметрии электронных и фотонных пучков с помощью ионизационных камер	12
1.1 Определение поглощённой дозы в воде для фотонных и электронных пучков высокой энергии	12
1.1.1 Общие положения	12
1.1.2 Нахождение коэффициента k_Q для фотонных пучков высоких энергий	16
1.1.3 Нахождение коэффициента k_Q для электронных пучков высоких энергий	20
1.2 Определение поглощённой дозы в воде для рентгеновского излучения	23
1.2.1 Определение поглощённой дозы для низкоэнергетического рентгеновского излучения (30-100 кВ)	24
1.2.2 Определение поглощённой дозы для среднеэнергетического (ортовольтового) рентгеновского излучения (100-300 кВ)	26
1.3 Фантомы для дозиметрии электронных и фотонных пучков	28
1.3.1 Измерение поглощённой дозы электронных пучков высоких энергий в фантомах	28
1.3.2 Измерение поглощённой дозы фотонных пучков высоких энергий в фантомах	30
1.3.3 Измерение поглощённой дозы рентгеновских пучков в фантомах	31
1.4 Выводы к главе	32
2 Исследование основных характеристик плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3	34
2.1 Описание плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3	35
2.1.1 Описание и особенности плёночных дозиметров семейства Gafchromic	35
2.1.2 Особенности плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3	36
2.2 Калибровка плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3	37
2.2.1 Общие положения	37
2.2.2 Калибровочные процедуры для плёнок Gafchromic EBT-3	38
2.3 Неопределённости измерения дозы с использованием плёнок Gafchromic EBT-3	40
2.3.1 Неопределённости определения референсной дозы	40

2.3.2	Неопределённости в величине измеренной чистой оптической плотности	41
2.3.3	Неопределённость калибровочной кривой	42
2.3.4	Общая неопределённость измерения неизвестной поглощённой дозы	43
2.3.5	Метод оценки неопределённости измерения неизвестной поглощённой дозы	43
2.4	Исследование основных характеристик плёнок Gafchromic EBT-3 при сканировании	44
2.4.1	Исследование зависимости сигнала сканера от ориентации плёнок Gafchromic EBT-3 при сканировании	44
2.4.2	Постэкспозиционный эффект плёнки Gafchromic EBT-3	45
2.4.3	Пьедестал сканера	47
2.4.4	Зависимость неопределённости от разрешения сканирования	47
2.5	Выводы по главе 2	48
3	Оценка неопределённости измерения поглощённой дозы с помощью плёнок Gafchromic EBT-3 на электронных и фотонных источниках различной энергии	50
3.1	Калибровка плёнок и исследование неопределённостей на линейном ускорителе Elekta Axesse	51
3.1.1	Схема эксперимента на линейном ускорителе Elekta Axesse	51
3.1.2	Результаты эксперимента на линейном ускорителе Elekta Axesse	52
3.1.3	Сравнение результатов калибровки на линейном ускорителе Elekta Axesse для электронного и фотонного пучков	55
3.2	Калибровка плёнок и исследование неопределённостей на выведенном электронном пучке бетатрона с энергией 6 МэВ	58
3.2.1	Схема эксперимента на бетатроне с энергией 6 МэВ	58
3.2.2	Результаты измерений на выведенном электронном пучке бетатрона с энергией 6 МэВ	60
3.2.3	Сравнение результатов калибровки на электронных пучках ускорителя Elekta Axesse и бетатрона с энергией 6 МэВ	61
3.3	Калибровка плёнок и исследование неопределённостей на пучках рентгеновского излучения	62
3.3.1	Схема эксперимента на рентгеновском аппарате РАП-160-5	63
3.3.2	Схемы экспериментов на рентгеновском аппарате Comet MXR-451HP/11	64
3.3.3	Результаты калибровки на пучке аппарата РАП-160-5	65
3.3.4	Результаты калибровки на пучке аппарата Comet MXR-451HP/11	67
3.3.5	Сравнение результатов калибровки на рентгеновских пучках и на ускорителе Elekta Axesse	70
3.4	Выводы по главе 3	71

4	Измерение дозиметрических характеристик электронного пучка бетатрона с использованием плёнок семейства Gafchromic EBТ-3	74
4.1	Дозиметрические характеристики электронного пучка	76
4.1.1	Определение процентной глубинной дозы	76
4.1.2	Определение энергии клинического электронного пучка	79
4.1.3	Характеристики поперечных распределений клинических электронных пучков	80
4.2	Измерения характеристик электронного пучка интраоперационного бетатрона МИБ-6 с номинальной энергией 6 МэВ с помощью ионизационной камеры и полимерной плёнки в водном и твердотельном фантомах	82
4.2.1	Схема и результаты измерения кривой глубиной дозы плоскопараллельной ионизационной камерой в водном фантоме	82
4.2.2	Схема измерения кривой глубиной дозы плёнкой в твердотельном фантоме	84
4.2.3	Схема измерения поперечного распределения поглощённой дозы плёнкой в твердотельном фантоме	85
4.2.4	Результаты измерения глубинных и поперечных распределений дозы в твердотельном фантоме	85
4.3	Моделирование глубинного распределения процентной глубинной дозы, измеренной с помощью плёнок и ионизационной камеры	98
4.4	Выводы по главе 4	101
	Заключение	103
	Список литературы	107

Введение

Количество злокачественных заболеваний среди населения пожилого и молодого возраста с каждым годом растёт. По данным Всемирной организации здравоохранения каждый год от онкологических заболеваний в мире умирают более 8 млн. человек. В мире в 2012 году было выявлено 14 млн. новых случаев заболевания; 8,2 млн. больных умерло [1]. В России на конец 2012 г. на учете в онкологических учреждениях состояли более 3,0 млн. больных. За последние 10 лет число онкологических больных в стране увеличилось на 25,5% [1].

Большое количество различных видов опухолей и их гетерогенные свойства не позволяют создать один универсальный метод лечения. Поэтому в настоящее время множество людей по всему миру вовлечены в процесс исследований и разработок новых методов борьбы с онкологическими заболеваниями.

Необходимым условием для создания новых эффективных методов является междисциплинарный подход, который объединяет усилия специалистов в разных отраслях: в физике, химии и биологии. Исследования и разработки новых приборов и методов для лечения опухолей и их внедрение в клиническую практику позволит повысить качество помощи, оказываемой онкологическим больным, и повысить качество их дальнейшей жизни, что, несомненно, является делом первоочередной важности.

На сегодняшний день, существует несколько видов лечения рака: хирургическое лечение, химиотерапевтическое лечение, гормональная терапия, лучевая терапия, и различные их комбинации. Назначение лучевой терапии (ЛТ) показано (70 ÷ 75)% онкологическим больным [2]. Главная задача ЛТ – максимально захватить в объём облучения все раковые клетки при минимальном включении в этот же объём здоровых клеток. Для выполнения данного условия лечения в ЛТ было разработано большое количество вариантов подведения предписанной дозы к очагу, основными из которых являются:

- дистанционная лучевая терапия;
- контактная лучевая терапия, которая, в свою очередь, делится на:
 - брахитерапию (внутриполостная и внутритканевая лучевая терапия);
 - интраоперационную лучевую терапию (ИОЛТ).

В настоящее время в мире дистанционная лучевая терапия реализуется на основе рентгеновского излучения¹, фотонного излучения высоких энергий², электронного излучения высоких энергий³, протонных и ионных пучков⁴, а также нейтронных пучков⁵.

Наиболее широкое распространение получила высокоэнергетическая фотонная терапия. Причиной такого положения дел является, во-первых, исторически сложившаяся практика использования фотонных пучков гамма-терапевтических аппаратов, а во-вторых, простота планирования ЛТ с использованием фотонных пучков [4]. Второй «по популярности» является электронная терапия на основе пучков высоких энергий. Это связано с тем, что для генерации фотонных и электронных пучков, как правило, используется один и тот же линейный электронный ускоритель. Использование протонных и ионных пучков считается очень перспективным направлением развития лучевой терапии⁶, однако высокая стоимость ускорителей приводит к тому, что в нашей стране данный вид терапии практически отсутствует. Фотонная терапия с использованием рентгеновского излучения и нейтронных пучков в настоящее время являются не очень популярными направлениями в клинической практике. Рентгеновские пучки используются для ограниченного числа локализаций и вытесняются электронными и фотонными пучками высоких энергий. Пучки быстрых нейтронов практически не используются в терапии из-за тяжелых лучевых ожогов [3]. В России пучки быстрых нейтронов для лучевой терапии применяются в НИИ Онкологии г. Томска с использованием медицинского канала циклотрона Томского политехнического университета [5].

Определенное возрождение интереса к рентгеновской и нейтронной терапии обусловлено возможностями реализации т.н. «бинарных технологий», которые основаны на использовании веществ «контрастирующих» опухоль, что приводит к повышенному поглощению энергии тканями опухоли. В случае пучков тепловых нейтронов используются препараты бора [6] и гадолиния [7–9], доставляемые в опухоль. Тепловые нейтроны имеют высокие сечения ядерных реакций на данных элементах, приводящих к образованию плотноионизирующего вторичного излучения, которое «выжигает» опухоль. В нашей стране нейтрон-захватная терапия изучалась на крупных животных при сотрудничестве ФМБЦ им. Бурназяна (г. Москва) и МИФИ (г. Москва) на исследовательском ядерном реакторе МИФИ [10]. К сожалению, после остановки реактора данные работы были прекращены. В настоящее время идет рабо-

¹Близкофокусная рентгентерапия служит для лечения опухолей, расположенных близко к поверхности.

²Фотонные пучки, как правило, используются для лечения глубоколежащих труднодоступных опухолей.

³Электронные пучки МэВ-ных энергий используются для лечения поверхностных опухолей и полного (тотального) облучения всей поверхности кожи. Такая терапия поверхностных опухолей имеет преимущества перед близкофокусной рентгеновской терапией из-за особенностей глубинного распределения поглощенной дозы.

⁴Протонные и ионные пучки используются при лечении глубоколежащих опухолей благодаря особенностям глубинного распределения поглощенной дозы (образование пика Брэгга на требуемой глубине, определяемой энергией пучка), что снижает поражение здоровых тканей.

⁵Нейтронные пучки, как правило, используются для лечения радиорезистентных опухолей благодаря высокой плотности ионизации и независимости от содержания кислорода в облучаемых тканях [3].

⁶Поиск в базе данных Scopus по ключевым словам «Proton therapy» в заголовках, тезисах и ключевых статьях дает более 14 тыс. ссылок на научные работы

та над тем, чтобы возобновить исследования в данной области на базе исследовательского ядерного реактора Томского политехнического университета.

Бинарные технологии с использованием ортовольтного рентгеновского излучения (напряжение на трубке ($100 \div 300$) кВ) в России называются «фотон-захватной» терапией [11], а в мировой практике «therapy in the presence of contrast agents». В данном случае в опухоль доставляется препарат, содержащий атомы веществ с высоким атомным номером, с тем чтобы повысить сечение фотоэффекта. Последнее приводит к рождению большого числа вторичных электронов с небольшим пробегом, что повышает относительную биологическую эффективность [12]. В качестве контрастных агентов для фотон-захватной терапии, в основном, исследуются препараты серебра, гадолиния, золота и платины [13]. Возрастание энерговыделения при облучении опухолей может дать положительный терапевтический эффект при лечении радиорезистентных опухолей, например, меланомы и глиобластомы. Исследования в области фотон-захватной терапии в России в настоящее время проводятся при сотрудничестве ФМБЦ им. Бурназяна (г. Москва), Томского областного онкологического диспансера и Томского политехнического университета.

Контактная лучевая терапия в виде внутрисполостной или внутритканевой терапии в основном реализуется с помощью гамма-излучающих радионуклидов.

Интраоперационная лучевая терапия подразумевает доставку высоких однократных доз излучения к опухоли или к ложу опухоли во время хирургической операции. Данный вид терапии может быть реализован на основе различных типов излучения, которые включают в себя электронное излучение МэВ-ных энергией [14] или низкоэнергетическое рентгеновское излучение [15]. Интраоперационная лучевая терапия с использованием электронных пучков МэВ-ных энергий успешно применяется для лечения рака молочной железы, опухолей головы и шеи, рака легкого, рака пищевода, рака желудка, рака толстого кишечника, сарком мягких тканей и ряда других опухолей [16–19].

В настоящее время современные комплексы для интраоперационной лучевой терапии, эксплуатируемые в мире, основаны на компактных линейных ускорителях. Примерами являются Mobetron [20], NOVAC-7 [21–23], LIAC [24] и Mevatron компании Сименс [25]. Эти ускорители способны генерировать электроны со ступенчатым изменением энергии до 12 МэВ. Например, в Mobetron энергии электронов 4, 6, 9 и 12 МэВ обеспечивают терапевтический диапазон (глубина положения 90% поглощённой дозы) 1,1, 1,9, 2,9 и 3,5 см воды [26]. Ускоритель Mevatron имеет энергии 6, 8, 10, 12, 15 и 18 МэВ и способен генерировать мощности доз 3, 6, 9 Гр/мин [25]. В Томском политехническом университете в 80-х – 90-х годах XX века были созданы источники для интраоперационной лучевой терапии на базе малогабаритных бетатронов, которые успешно эксплуатируются в НИИ Онкологии г. Томска [27] и Челябинском онкологическом диспансере. В настоящее время в Томском политехническом университете разрабатывается мобильный комплекс для интраоперационной лучевой терапии на базе малогабаритных бетатронов нового поколения.

При лечении раковых опухолей с помощью излучения врач-радиотерапевт описывает режим лечения, что включает в себя, среди прочего, величину однократной дозы за фракцию, количество фракций и суммарную терапевтическую дозу за весь курс лучевой терапии. Основной задачей при этом является уничтожение или контроль опухолевых клеток при минимизации осложнений вследствие повреждения нормальных тканей. Как показывают теоретические и экспериментальные результаты, кривая дозного отклика позволяет проводить контроль над опухолью и повреждениями нормальных тканей [28–30]. Для некоторых режимов лечения эти кривые могут быть очень крутыми в терапевтическом диапазоне доз, т.е. небольшое изменение поглощённой дозы может привести к большому изменению в клиническом отклике. Кроме того, предписанная терапевтическая доза, по необходимости, ограничивается допустимыми уровнями облучения для нормальных тканей (толерантный уровень). Поэтому для оптимального лечения доза излучения должна доставляться с высокой точностью [31].

Согласно рекомендациям Международной Комиссии по Радиационным Единицам доставляемая доза должна быть как можно более равномерна, однако это требование не всегда выполнимо по техническим причинам. Неравномерность поглощённой дозы должна поддерживаться в пределах не ниже -5% и не выше $+7\%$ от предписанной величины, т.е. все процедуры для введения в эксплуатацию ускорителя и других радиотерапевтических аппаратов (механические и дозиметрические характеристики) должны выполняться с точностью лучше, чем 5% [30–33].

Основной задачей клинической дозиметрии можно считать детальное описание пространственных распределений поглощённой дозы, создаваемой терапевтическим аппаратом. Для каждого типа аппарата, используемого в клинической практике имеется свой набор измеряемых характеристик и процедур. Общим является тот факт, что дозные распределения должны быть охарактеризованы по трем координатам в абсолютных и относительных величинах [34–36]. Для проведения клинической дозиметрии используются различные типы дозиметров, основные из которых перечислены ниже:

- Ионизационная камера считается «золотым стандартом» среди детекторов ионизирующего излучения в клинической дозиметрии. Отклик ионизационной камеры известен и экспериментально исследован лучше чем у других детекторов. Однако, она далека от идеального универсального дозиметра. Ионизационная камера измеряет ионизацию в своей воздушной полости, созданную падающими частицами. Соответственно, существует ряд процедур для пересчёта данной величины в поглощённую дозу, которая была бы в воде при отсутствии возмущений первичного пучка. Данные процедуры описаны в международных дозиметрических протоколах, среди которых следует отметить протокол TG-51 [37–40], описывающий дозиметрию высокоэнергетичных фотонных и электронных пучков, и протокол TRS-398 [41], описывающий дозиметрию фотонных пучков, начиная с низкоэнергетического рентгеновского излучения, электронных пуч-

ков, а также пучков протонов и ионов. Следует отметить, что дозиметрические процедуры хорошо проработаны для фотонных и электронных пучков высоких энергий.

Основным недостатком ионизационной камеры является то, что она измеряет ионизацию только в одной «точке» за один раз, что делает крайне трудоёмким и продолжительным измерение поперечных профилей дозного распределения, что является необходимым как для дистанционной лучевой терапии с генерацией полей неправильной формы (например, при использовании многолепесткового коллиматора), так и для интраоперационной лучевой терапии. Измерение дозных распределений среднеэнергетического рентгеновского излучения с использованием цилиндрических камер также затруднено, как из-за достаточно большого размера ионизационных камер, так и из-за недостаточной изученности особенностей взаимодействия рентгеновских пучков с камерами, что приводит к неопределённостям в измерении величин поглощённых доз [37,41].

- Массивы ионизационных камер были разработаны для возможности измерения поперечных профилей дозных полей. Такие системы имеют разрешение порядка 1 мм [42].
- Полупроводниковые диоды являются относительно новым типом дозиметров, которые широко входят в клиническую практику благодаря своим малым размерам. Это позволяет использовать диоды для дозиметрии *in-vivo*. Основным недостатком диодов является то, что они теряют свои свойства при накоплении полученной дозы из-за разрушения структуры. Из-за высокого атомного номера диода по сравнению с водой диоды не являются тканеэквивалентными для энергий фотонов ниже энергии ^{60}Co , что ограничивает их применение для рентгеновского диапазона [43].
- Радиохромные дозиметрические плёнки широко используются в дозиметрии фотонных и электронных пучков. Такие плёнки не реагируют на видимый свет, что упрощает работу с ними. В 2011 году появилась новая радиохромная плёнка семейства Gafchromic EBT-3, которая имеет тканеэквивалентный состав и диапазон измеряемых поглощённых доз до 40 Гр. По утверждению производителя плёнка имеет низкую чувствительность к энергии ионизирующего излучения и может быть использована для дозиметрии как фотонных, так и электронных пучков [44].

Как было отмечено выше, в Томском политехническом университете в настоящее время проводятся исследования по разработке нового аппарата для интраоперационной лучевой терапии и по фотон-захватной лучевой терапии. В связи с тем, что разрабатываемый аппарат для ИОЛТ существенно отличается от мировых аналогов по своим характеристикам [45, 46], для его эффективной эксплуатации необходимо разработать основные правила дозиметрии и подобрать оптимальные дозиметры с высоким пространственным разрешением. При дозиметрии рентгеновского излучения необходимо иметь тканеэквивалентный дозиметр, позволяющий измерять глубинные и поперечные распределения поглощённой дозы на

малых глубинах с высоким пространственным разрешением и слабой энергетической зависимостью [47–50].

В связи с этим представляет интерес возможность использования новейшей радиохромной плёнки семейства Gafchromic EBТ-3 для клинической дозиметрии рентгеновских и электронных пучков [51–54]. Таким образом, **целью** данной работы является *Исследование характеристик нового плёночного дозиметра семейства Gafchromic EBТ-3, а также особенностей и возможностей его применения для дозиметрии пучков рентгеновского излучения в диапазоне (50 ÷ 300) кВ и пучков электронов интраоперационного бетатрона.*

Первой задачей данной работы является *Измерение характеристик дозиметрической полимерной плёнки семейства EBТ-3 для проверки спецификации производителя и выбора оптимальных режимов работы с плёнкой в наших условиях .*

Основным вопросом, возникающим при работе с дозиметрическими приборами, является оценка неопределённостей измерения. Для ионизационных камер такие оценки даны в международных дозиметрических протоколах TRS-398 [41] и TG-51 [37]. Величины этих неопределённостей лежат в диапазоне (1,5 ÷ 3,6)% и зависят от типа источника излучения. Для дозиметрических плёнок семейства EBТ-3 возможные источники неопределённостей расписаны в работе [55], где они оценены в 0,55% без учёта локальной неоднородности плёнки. Локальная неоднородность плёнки предыдущего семейства EBТ-2 оценивалась в работе [56], авторы которой показали, что она составляет ±3,7%, а неопределённости рассчитанной дозы на основе измерения оптической плотности при использовании калибровочной кривой составляют более чем ±6%. Поэтому **второй задачей** текущей работы является *Разработка подхода и создание программного кода для изучения влияния локальных неоднородностей плёнки на расчёт доз на основе измеренной оптической плотности для электронных и фотонных пучков различных энергий.*

Третьей задачей данной работы является *Измерение дозиметрических характеристик выведенного электронного пучка интраоперационного бетатрона с помощью плёночных дозиметров и ионизационных камер и их сравнение для изучения возможностей и особенностей использования плёнки.*

Работа состоит из Введения, четырёх глав и Заключения. Работа содержит 57 рисунков, 1 таблицу. Объем работы - 117 страниц, библиография - 122 источника.

Научная новизна работы состоит в том, что

- Впервые экспериментально проведена калибровка полимерной плёнки Gafchromic EBТ-3 в водном фантоме на пучке рентгеновского излучения в диапазоне напряжений на трубке от 50 кВ до 300 кВ, которая показала низкую энергетическую зависимость отклика плёнки от энергии фотонного пучка.
- Впервые оценены неопределённости измерения поглощённой дозы, вызванные локальной неоднородностью плёнки Gafchromic EBТ-3 для фотонных и электронных пучков различных энергий.

- Впервые проведена калибровка плёнки Gafchromic EBТ-3 на пучке бетатрона для интраоперационной лучевой терапии, которая показала низкую энергетическую зависимость отклика плёнки для электронных пучков различных энергий.
- Впервые проведена клиническая дозиметрия выведенного пучка интраоперационного бетатрона, которая показала возможность применения плёнки для измерения глубинных и поперечных распределений поглощённой дозы при использовании геометрии, когда плёнка параллельна оси пучка. Результаты измерения ионизационной камерой и результаты численного моделирования подтвердили тот факт, что плёнка точнее измеряет поглощённую дозу в приповерхностной области.

Практическая значимость работы заключается в том, что результаты проведённых исследований показали, что:

- плёнки семейства Gafchromic EBТ-3 применимы для клинической дозиметрии при проведении радиобиологических исследований «фотон-захватной» терапии, где требуется измерять дозы на глубинах порядка (3 ÷ 5) мм водного эквивалента при напряжениях на трубке (100 ÷ 300) кВ, что невозможно сделать с использованием цилиндрической ионизационной камеры;
- плёнки семейства Gafchromic EBТ-3 применимы для клинической дозиметрии электронных пучков для интраоперационной лучевой терапии, где они дают более точную оценку дозы в приповерхностных слоях.

Достоверность полученных результатов подтверждается использованием хорошо известных методов клинической дозиметрии, классических методов обработки экспериментальных данных и зарекомендовавших себя программных продуктов для численного моделирования переноса излучения.

Апробация работы проводилась на различных российских и зарубежных конференциях [57–70].

По результатам работы были опубликованы статьи [71–77].

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Методика оценки неопределённости измерения поглощённой дозы при использовании плёнок, учитывающая локальную неоднородность плёнки.
2. Результаты измерения отклика плёнки, которые показали, что плёнка имеет слабую зависимость отклика от типа излучения (электроны или фотоны) и энергии этих частиц (электроны (6 ÷ 10) МэВ, фотоны (0,05 ÷ 10) МэВ).
3. Результаты измерения и моделирования глубинного распределения поглощённой дозы в воде от электронного пучка, которые показывали, что плёнка позволяет повысить точность измерения дозы в приповерхностных глубинах по сравнению с ионизационной камерой.

Глава 1

Основы клинической дозиметрии электронных и фотонных пучков с помощью ионизационных камер

В данной главе представлены методики расчёта поглощённой дозы в воде и твердотельном фантоме, измеряемой с помощью ионизационной камерой («золотой стандарт» клинической дозиметрии), на основе калибровочного коэффициента $N_{D,W}^Q$, выраженного в единицах поглощённой дозы в воде, для электронных и фотонных пучков высоких энергий. В медицинской физике «высокими энергиями» считаются энергии выше 1 МэВ. Также представлены методики расчёта поглощённой дозы в воде, измеряемой с помощью ионизационной камеры, на основе калибровочного коэффициента $N_{K,Q}$, выраженного в единицах воздушной кермы в воздухе, для средне- и низкоэнергетического рентгеновского излучения («ортовольтное» ((100 ÷ 400) кВ) и «приповерхностное» ((30 ÷ 100) кВ) излучение).

Представлено несколько способов нахождения коэффициента качества исследуемого пучка k_Q для фотонных и электронных пучков высоких энергий с помощью дополнительных поправочных коэффициентов, определения которых также изложены далее. «Коэффициент качества» учитывает разницу отклика ионизационной камеры, вызванную тем, что измеряемые поля излучения отличаются от полей, используемых при калибровке.

1.1 Определение поглощённой дозы в воде для фотонных и электронных пучков высокой энергии

1.1.1 Общие положения

Согласно международным дозиметрическим протоколам TG-51 [37] («Американский» дозиметрический протокол) и TRS-398 [41] (протокол Международного агентства по атомной энергии) вычисление поглощённой дозы в воде $D_{W,Q}$ осуществляется на основе измерений

с помощью ионизационной камеры, соответствующей исследуемому пучку, и определяется следующим образом:

$$D_{W,Q} = M \cdot N_{D,W}^Q, \quad (1.1)$$

где M - скорректированное значение заряда (Кл), измеренное в точке на глубине d_{max} (d_{max} - глубина в фантоме, на которой расположен максимум дозного распределения), $N_{D,W}^Q$ - калибровочный коэффициент для ионизационной камеры, использованной в измерениях, в случае, если клинические условия, при которых проводилась дозиметрия, отличаются от стандартных лабораторных условий, при которых калибровалась данная ионизационная камера.

Скорректированное значение заряда, измеренного ионизационной камерой, рассчитывается следующим образом:

$$M = M_{raw} \cdot P_{TP} \cdot P_{ion} \cdot P_{pol} \cdot P_{eccl}, \quad (1.2)$$

где M_{raw} - исходное значение заряда (Кл), измеренное ионизационной камерой, P_{TP} - поправка на температуру среды и давление воздуха в момент измерений, P_{ion} - поправка на рекомбинацию, которая учитывает неполную эффективность сбора ионов в камере в процессе измерения, P_{pol} - поправка на эффект полярности напряжения на электродах камеры, P_{eccl} - калибровочный коэффициент электрометра.

Согласно протоколам [37, 41] поправочные коэффициенты для получения величины M определяются следующим образом:

1. P_{TP} - поправочный коэффициент, который учитывает разницу между стандартными температурой и давлением в поверочной лаборатории и температурой и давлением при измерениях конечным пользователем и влияние этой разницы на показания ионизационной камеры.

$$P_{TP} = \frac{273,2 + T}{273,2 + 22,0} \times \frac{101,33}{P}, \quad (1.3)$$

где T - текущая температура, измеренная в градусах Цельсия возле ионизационной камеры, P - текущее атмосферное давление в килопаскалях;

2. P_{ion} - поправочный коэффициент, учитывающий влияние на показания ионизационной камеры отсутствия полного сбора заряда из-за рекомбинации ионов. Для импульсных пучков формула примет следующий вид:

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - \frac{V_H}{V_L}}{\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} - \frac{V_H}{V_L}}, \quad (1.4)$$

где V_H - нормальное (номинальное) рабочее напряжение на детекторе (обычно оно является большим из используемых напряжений); M_{raw}^H - значение заряда, измеренного ионизационной камерой, при напряжении V_H ; V_L - напряжение, равное, как правило, по-

ловине нормального рабочего напряжения; M_{raw}^L - значение заряда, измеренного ионизационной камерой, при напряжении V_L .

3. P_{pol} - поправочный коэффициент, учитывающий влияние изменения полярности напряжения, приложенного к электродам камеры, который определяется следующим образом:

$$P_{pol} = \left| \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}} \right|, \quad (1.5)$$

где M_{raw}^+ - показания ионизационной камеры при напряжении положительной полярности; M_{raw}^- - показания ионизационной камеры при напряжении отрицательной полярности; M_{raw} - показания ионизационной камеры при напряжении основного режима работы (либо M_{raw}^+ , либо M_{raw}^-).

4. P_{ecl} - калибровочный коэффициент электрметра, который равен единице при условии, что камера и электрметр калибровались вместе.

Калибровочный коэффициент $N_{D,W}^Q$, учитывающий отличие реальных условий измерения от лабораторных условий калибровки¹, может быть выражен как:

$$N_{D,W}^Q = k_Q \cdot N_{D,W}^{60Co}. \quad (1.6)$$

Здесь $N_{D,W}^{60Co}$ (Гр/Кл) — калибровочный коэффициент в единицах поглощённой дозы в воде для опорного вида излучения, который указывается в паспорте камеры производителем²; k_Q - коэффициент качества, поправочный коэффициент, учитывающий качество пучка, т.е. отличие измеряемого пучка излучения относительно опорного пучка [37, 41]. В данном случае слово «отличие» подразумевает различия в ионизации и потерях энергии используемым пучком в интересующей точке в среде, вызванные различием спектрального состава и геометрической формы поля опорного излучения и используемого излучения. Следует также отметить, что качество одного и того же пучка будет отличаться для ионизационных камер различных типов. Для пучка ^{60}Co по определению $k_Q = 1$.

Определение величины коэффициента k_Q , которая зависит от типа используемой ионизационной камеры и от параметров исследуемого пучка, представляет главную сложность при проведении клинической дозиметрии. В последующих разделах представлены процедуры определения этой величины отдельно для фотонов высоких энергий и электронов высоких энергий.

Для измерения дозиметрических характеристик радиационного поля используют две геометрии: геометрия расстояние источник-поверхность (РИП) и геометрия расстояние

¹Это отличие может включать в себя размер поля излучения, спектр излучения, расстояние источник - ионизационная камера, наличие фильтров и рассеивателей и т.д.

²Здесь и далее за опорное излучение принято гамма-излучение кобальта ^{60}Co , хотя некоторые камеры калибруются на основе гамма-излучения цезия ^{137}Cs

источник—ось (т.е центр вращения аппарата) (РИО). Схематическое изображение обеих геометрий показано на рисунке 1.1. В случае использования геометрии РИП, размер поля облучения определяется на поверхности фантома, а в случае РИО, размер поля определяется на глубине измерения. Таким образом, размер поля облучения в точке измерения будет больше для РИП, чем для РИО.

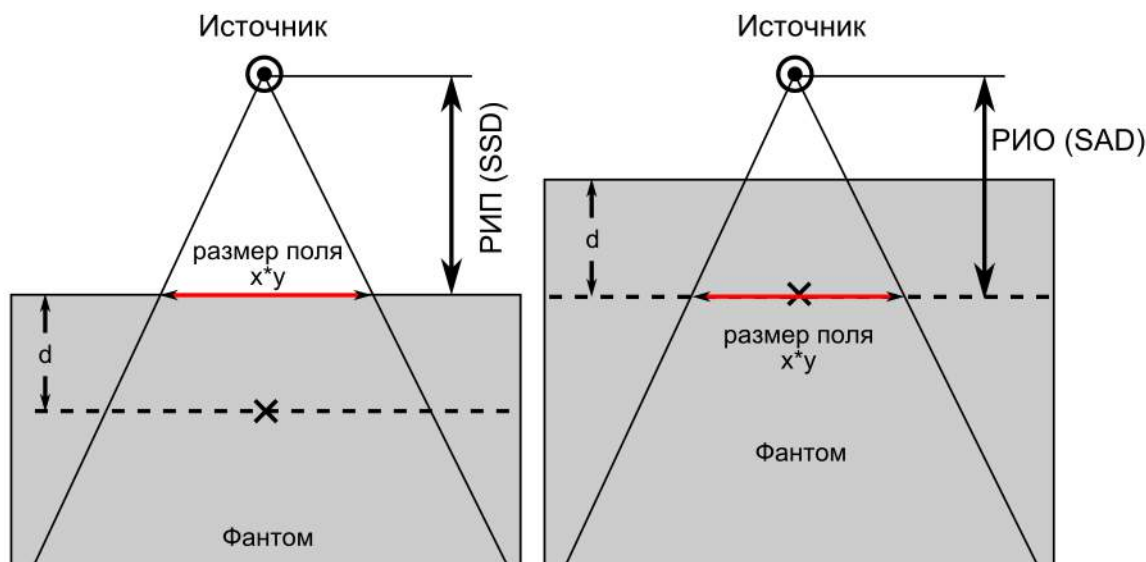


Рисунок 1.1: К определению геометрий РИП и РИО

При введении ионизационной камеры в среду, происходит возмущение «истинного» электронного флюенса, который присутствует в невозмущенном фантоме в точке, соответствующей геометрическому центру полости камеры. Разница между ним и флюенсом в полости зависит от ряда факторов, одним из которых является градиент флюенса через камеру. Это приводит к понятию эффективной точки измерения P_{eff} (см. рисунок 1.2). Для стандартной геометрии калибровки, то есть при перпендикулярном падении пучка с одного направления, P_{eff} сдвигается от геометрического центра полости камеры к источнику на расстояние, которое зависит от типа пучка и геометрии камеры, и для практического использования предполагается, что не зависит от глубины. Для плоскопараллельных камер, как правило, этот коэффициент находится в центре передней поверхности воздушной полости (см. рисунок 1.2). Для цилиндрической ионизационной камеры эффективная точка измерения смещается к приповерхностным глубинам на расстояние, пропорциональное радиусу (диаметру) внутренней воздушной полости камеры [78].

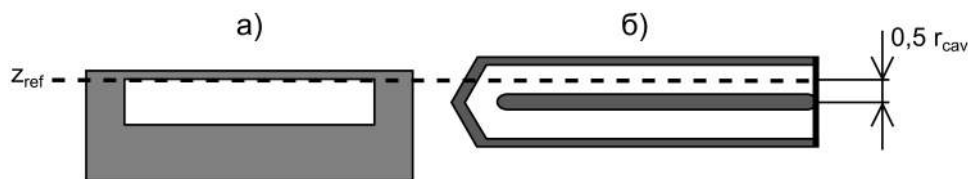


Рисунок 1.2: Положение референсной точки измерения для плоскопараллельной (а) и цилиндрической (б) ионизационных камер для электронного пучка [78]

1.1.2 Нахождение коэффициента k_Q для фотонных пучков высоких энергий

Международные дозиметрические протоколы предлагают два пути для определения коэффициента k_Q [37, 41]. Оба протокола (TG-51 [37] и TRS-398 [41]) предлагают в качестве основного способа определения величины коэффициента k_Q проведение экспериментального измерения кривой зависимости ионизации в водном фантоме от глубины. После этого величина коэффициента находится из табличных значений или графиков, приведенных в протоколах. Таблицы и графики представлены для наиболее распространенных типов ионизационных камер. Помимо этого в протоколе TRS-398 [41] изложен способ нахождения величины коэффициента k_Q через расчёт на основе теории полости Брэгга-Грея. Ниже рассмотрены основные положения обоих протоколов.

Нахождение коэффициента k_Q на основе протокола TG-51

Согласно протоколу TG-51 [37] коэффициент качества пучка k_Q определяется при относительной (референсной) дозиметрии пучка на основе параметра $\%dd(10)_x$ - величины процентной глубинной дозы на глубине 10 см в водном фантоме для открытого поля³ (см. рисунок 1.3) только от фотонов без учёта электронного загрязнения⁴. В протоколе приводятся графики и таблицы для определения значения k_Q для пучков ускорителей в зависимости от величины $\%dd(10)_x$ для цилиндрических ионизационных камер, которые наиболее широко используются в клинической дозиметрии.

Для определения значения параметра $\%dd(10)_x$ для пучков с максимальной энергией фотонов ниже 10 МэВ или значения параметра $\%dd(10)_{Pb}$ (см. ниже) для пучков с максимальной энергией фотонов больше 10 МэВ проводится измерение кривой относительной глубинной ионизации (штрихованная кривая I на рисунке 1.3). Измерения могут проводиться для поля с поперечными размерами $10 \times 10 \text{ см}^2$ на поверхности фантома при расстоянии РИП равном 100 см. При измерениях игнорируются возможные изменения в значения поправочных коэффициентов P_{ion} и P_{pol} при изменении глубины. Полученная кривая относительной глубинной ионизации должна быть пересчитана в кривую относительной глубинной дозы (сплошная кривая II на рисунке 1.3). Для плоскопараллельных камер кривые I и II совпадают. Для цилиндрических и сферических камер измеренная кривая относительной глубинной ионизации должна быть смещены по оси абсцисс на величину $\Delta d = -0.6r_{cav}$, где r_{cav} - радиус внутренней полости цилиндрической камеры.

При высоких энергиях фотонов (10 МэВ или выше) электроны, которые вылетают из материала головки лечебного аппарата (ускорителя), могут существенно увеличивать зна-

³Открытое поле - это поле ионизирующего излучения без поддонов или лотков, клиньев, свинцовых фольг или блоков и т.п.

⁴В любом реальном медицинском ускорителе с максимальной энергией ускоренного электронного пучка больше 10 МэВ в терапевтическом фотонном пучке присутствует электронная компонента, которая называется «электронным загрязнением»

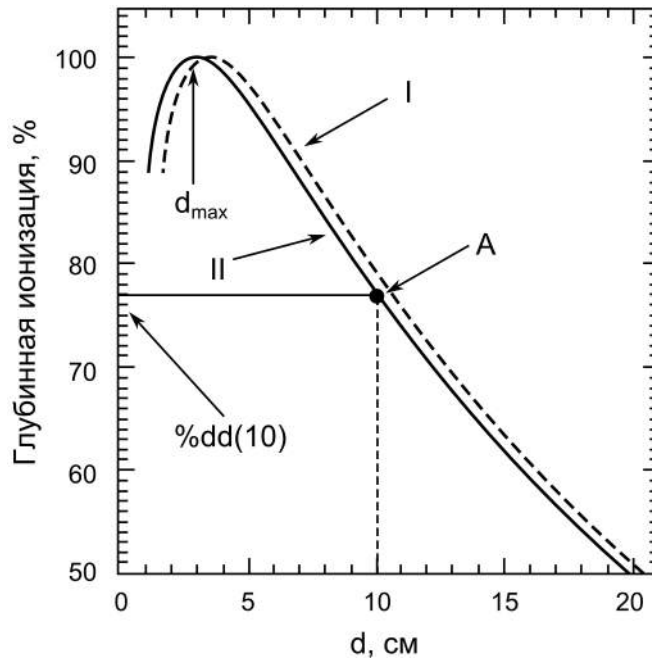


Рисунок 1.3: Типичная кривая глубинной ионизации от фотонного пучка в водном фантоме. Определение положения дозного максимума и параметра $\%dd(10)_x$

чение поглощённой дозы на глубине d_{max} и, следовательно, уменьшать величину параметра $\%dd(10)_x$. Для разных медицинских ускорителей электронное загрязнение различно, но было показано, что при расположении свинцовой фольги толщиной $(1 \pm 0,2)$ мм чуть ниже головки аппарата на расстоянии (50 ± 5) см от поверхности фантома⁵ в открытом поле эффект влияния электронного загрязнения снижается до пренебрежимого уровня [37]. После этого делаются вычисления, которые учитывают загрязнение известными электронами от свинцовой фольги. Таким образом, первый шаг в определении качества фотонного пучка для пучков с энергией выше 10 МэВ заключается в измерении кривой относительной глубинной ионизации при наличии свинцовой фольги толщиной $(1 \pm 0,2)$ мм, которая располагается на пути пучка. После этого, аналогично нахождению значения параметра $\%dd(10)_x$ для открытого поля с энергией пучка меньше 10 МэВ, определяется значение параметра $\%dd(10)_{Pb}$ — величины процентной глубинной дозы на глубине 10 см в водном фантоме при наличии свинцовой фольги, которая пересчитывается в параметр $\%dd(10)_x$.

Для определения значения параметра $\%dd(10)_x$ на основе $\%dd(10)_{Pb}$ в протоколе TG-51 [37] приведены следующие формулы:

$$\begin{cases} \%dd(10)_x = (0,8905 + 1,5 \cdot 10^{-3} \%dd(10)_{Pb}) \%dd(10)_{Pb} & \text{при } \%dd(10)_{Pb} \geq 73\% \\ \%dd(10)_x = \%dd(10)_{Pb} & \text{при } \%dd(10)_{Pb} < 73\% \end{cases} \quad (1.7)$$

$$\begin{cases} \%dd(10)_x = (0,8116 + 2,64 \cdot 10^{-3} \%dd(10)_{Pb}) \%dd(10)_{Pb} & \text{при } \%dd(10)_{Pb} \geq 71\% \\ \%dd(10)_x = \%dd(10)_{Pb} & \text{при } \%dd(10)_{Pb} < 71\% \end{cases} \quad (1.8)$$

⁵ Допускается также расстояние (30 ± 1) см, если ускоритель не позволяет использовать стандартное расстояние (50 ± 5) см

Формула (1.7) предназначена для случая расположения свинцовой фольги на расстоянии 50 см, а формула (1.8) - для расстояния 30 см.

После определения качества пучка с энергией выше 10 МэВ на основе параметра $\%dd(10)_{Pb}$ свинцовая фольга удаляется для проведения абсолютных измерений поглощённой дозы в среде.

Также существует общая формула для поправки на электронное загрязнение, которая может использоваться как промежуточное измерение для машин с расстоянием от переменного коллиматора (Jaws) и поверхностью фантома больше 45 см. В этом случае измеряется величина $\%dd(10)$, которая может быть пересчитана в величину $\%dd(10)_x$ следующим образом:

$$\%dd(10)_x = 1,267 \cdot \%dd(10) - 20 \quad \text{при} \quad 75\% \geq \%dd(10) \geq 89\% \quad (1.9)$$

Величина $\%dd(10)$ измеряется при тех же условиях, что и величина $\%dd(10)_x$.

Использование выражения (1.9) для вычисления величины $\%dd(10)_x$ может приводить к ошибке до 2%, что, в свою очередь, может приводить к ошибке до 0,4% при определении величины k_Q и, соответственно, поглощённой дозы.

Нахождение коэффициента k_Q на основе протокола TRS-398

Предпочтительной процедурой нахождения коэффициента k_Q в протоколе TRS-398 [41] является измерение процентной глубинной дозы в референсных условиях, которыми являются: размер поля $10 \times 10 \text{ см}^2$, РИО - 100 см. Данные условия отличаются от протокола TG-51. Другое отличие заключается в том, что качество пучка оценивается по критерию $TPR_{20,10}$, который представляет собой отношение величины поглощённой дозы на глубине 20 см к величине дозы на глубине 10 см (при этом РИО неизменно). В этом случае не требуется сдвиг кривой глубинной ионизации, т.е. не вводится понятие эффективной точки измерения для цилиндрической камеры в фотонных пучках (точкой измерения является ось камеры). Также данная величина не зависит от наличия электронного загрязнения. Связь между величинами $\%dd(10)_x$ и $TPR_{20,10}$ приведена в протоколе TRS-398 [41]:

$$TPR_{20,10} = -0,7898 + 0,0329(\%dd(10)_x) - 0,000166(\%dd(10)_x)^2 \quad (1.10)$$

Помимо этого международный протокол TRS-398 [41] позволяет определить величину параметра k_Q , используя расчёт на основе теории полости Брега-Грея. Значения k_Q можно рассчитать по следующей формуле:

$$k_Q = \frac{\left[\left(\frac{L}{\rho} \right)_{air}^w \right]_Q (W_{air})_Q P_Q}{\left[\left(\frac{L}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} P_{Q_0}}, \quad (1.11)$$

где $\left[\left(\frac{L}{\rho}\right)_{air}^w\right]_{Q_0}$ - отношение ограниченных тормозных способностей воды и воздуха для гамма-пучка ^{60}Co ($\left[\left(\frac{L}{\rho}\right)_{air}^w\right]_{Q_0} = 1,133$ [41]), $\left[\left(\frac{L}{\rho}\right)_{air}^w\right]_Q$ - то же самое для исследуемого пучка. $(W_{air})_{Q_0}$ - средняя энергия, которая затрачивается на образование пары ионов в воздухе в процессе ионизации, равная 33,97 Дж/Кл для пучка ^{60}Co ; P_{Q_0} и P_Q - коэффициенты возмущения для опорного и исследуемого пучка, соответственно. Для фотонных пучков высоких энергий и цилиндрических камер $(W_{air})_Q = (W_{air})_{Q_0}$.

В процессе определения дозы в твёрдой или жидкой среде на основе ионизации в воздушной полости, расположенной в среде (ионизационная камера), происходят различные процессы, приводящие к изменению флюенса вторичных электронов в этой полости, по сравнению с флюенсом этих же электронов при отсутствии полости, что приводит к переоценке поглощённой дозы в среде. Упомянутый коэффициент возмущения P_Q учитывает эти изменения на основе физики идеального детектора Брэгга-Грея. Общий коэффициент возмущения получают как произведение отдельных поправочных коэффициентов p_i :

$$P_Q = p_{cav} \cdot p_{dis} \cdot p_{wall} \cdot p_{cel}, \quad (1.12)$$

где p_{cav} - поправочный коэффициент на полость камеры, p_{dis} - поправка на смещение, p_{wall} - поправка на материал стенки камеры, p_{cel} - поправка на влияние центрального электрода камеры. В протоколе [37] поправочный коэффициент p_{cav} обозначается как $P_{repl} = p_{fl} \cdot p_{gr}$, а поправка p_{dis} не вводится, так как используется эффективная точка измерения. Ниже данные поправки рассмотрены подробнее [37, 79].

1. p_{cav} - поправочный коэффициент чувствительности ионизационной камеры, связанный с эффектом воздушной полости и искажением ею рассеянных электронов, благодаря чему флюенс электронов в полости отличается от флюенса в среде в отсутствие полости. Для фотонных пучков высоких энергий $p_{cav} = 1$.
2. p_{dis} - коэффициент, учитывающий влияние замены объёма воды на полость детектора, когда предполагается, что точка, к которой приписывается результат измерения камерой, находится в центре. Это является альтернативой применения эффективной измерительной точки камеры P_{eff} . Для плоскопараллельных камер введения этого коэффициента не требуется, т.е. $p_{dis} = 1$.

Для фотонных пучков высоких энергий поправка на смещение p_{dis} оказывает наибольшее влияние на величину k_{Q,Q_0} . В протоколе TRS-398 [41] приведена формула для определения величины p_{dis} для пучка ^{60}Co :

$$p_{dis} = 1 - 0,004r_{cav}, \quad (1.13)$$

где r_{cav} даётся в миллиметрах. Также приведены таблицы для определения величины p_{dis} для пучка ^{60}Co для конкретных ионизационных камер. Для фотонных пучков

высоких энергий используются такие же величины поправки как и для ^{60}Co из-за недостаточного количества данных.

3. p_{wall} - коэффициент, корректирующий показания ионизационной камеры на неэквивалентность стенки камеры и любого водозащитного материала. Для водопроницаемых цилиндрических камер обычно применяют тонкую пластиковую водонепроницаемую насадку с толщиной стенки порядка 0,5 мм из полиметилметакрилата (PMMA). Формулу для определения значения коэффициента p_{wall} , которая включает влияние насадки можно найти в протоколе TRS-398 [41].
4. p_{cel} - коэффициент, корректирующий показания ионизационной камеры на влияние центрального электрода во время измерения в фантоме для пучков фотонов высоких энергий (включая ^{60}Co) и электронов. Этой поправкой можно пренебречь для центральных электродов, сделанных из пластика или графита. Электроды из алюминия диаметром 1 мм, которые применяются в большинстве камер фермеровского типа, увеличивают показание камеры в пучке ^{60}Co в опорной точке d_{ref} приблизительно на 0,7%. Для камер с алюминиевым электродом диаметром 1 мм применяется значение $p_{cel} = 0,993$.

Следует отметить, что оба протокола дают одинаковое значение поглощённой дозы, т.к. коэффициенты совпадают, несмотря на различные подходы.

1.1.3 Нахождение коэффициента k_Q для электронных пучков высоких энергий

В международных дозиметрических протоколах TG-51 [37] и TRS-398 [41] предложено два способа нахождения коэффициента качества электронного пучка k_Q . Измеряемой величиной, характеризующей качество пучка в обоих протоколах является параметр R_{50} - глубина, на которой максимальное значение дозы в глубинном распределении уменьшается в два раза.

Большинство камер, используемых для дозиметрии электронных пучков калиброваны на пучке ^{60}Co . Таким образом, основной проблемой является нахождение коэффициентов, учитывающих разницу между качеством пучка ^{60}Co и качеством пользовательского электронного пучка.

Абсолютная дозиметрия электронного пучка проводится на референсной глубине d_{ref} . Несмотря на то, что d_{max} - это глубина дозного максимума, величина наиболее важная с точки зрения клиники, её положение отличается для разных ускорителей, а также часто смещается к поверхности из-за присутствия низкоэнергетического излучения. Поэтому рекомендуется использовать референсную глубину d_{ref} , на величину которой в меньшей степени влияет присутствие низкоэнергетического рассеяния. Как правило $d_{max} < d_{ref}$. Клиническая опорная дозиметрия для электронных пучков выполняется в открытом поле на глубине d_{ref} , на которой располагается центральный электрод цилиндрической камеры или внутренняя поверхность входного окна плоскопараллельной камеры.

Определение величины R_{50}

Процедура нахождения величины параметра R_{50} одинакова для обоих дозиметрических протоколов TG-51 [37] и TRS-398 [41].

Параметр R_{50} определяется из кривой глубинного распределения поглощённой дозы на центральной оси электронного пучка для данного ускорителя в стандартных дозиметрических условиях. Стандартными условиями для измерения глубинных распределений пучка являются: РИП=100 см (R_{50} является функцией РИП), размер поля $10 \times 10 \text{ см}^2$ ⁶.

Типичный вид кривой глубинной ионизации и глубинной дозы для электронного пучка приведён на рисунке 1.4.

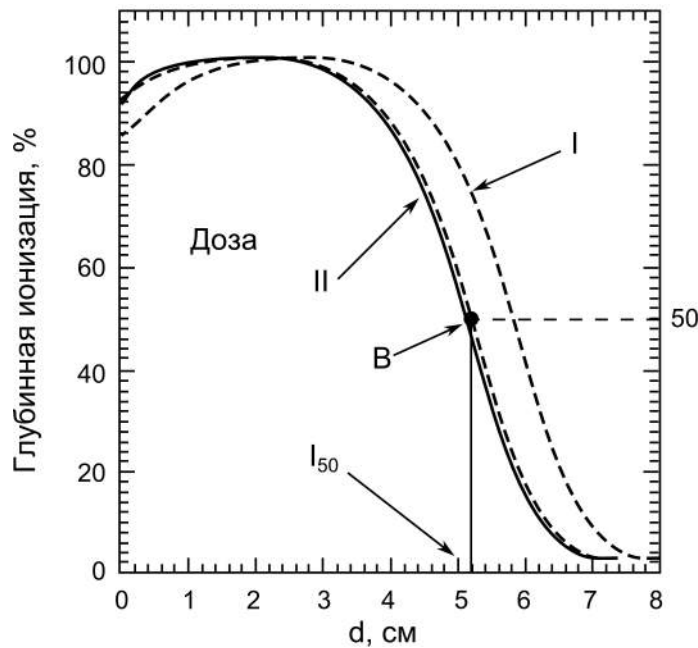


Рисунок 1.4: Типичная кривая глубинной дозы для электронного пучка и эффект смещения кривой глубинной ионизации для электронных пучков

При использовании цилиндрической камеры, эффективная точка измерения определяется следующим образом: данные глубинной ионизации измеряются в предположении, что эффективная точка измерения совпадает с осью полости камеры. Полученная при этом кривая распределения ионизации соответствует кривой I на рисунке 1.4. Далее вся кривая глубинной ионизации смещается к приповерхностным глубинам на величину $0,5r_{cav}$. В результате получается кривая, обозначенная как кривая II на рисунке 1.4.

Для плоскопараллельных камер точка измерения располагается в центре входного окна на его внутренней поверхности (граница воздушной полости камеры) (см. рисунок 1.2). Эта точка традиционно принимается в качестве эффективной точки измерения. Поэтому для плоскопараллельных камер нет сдвига по кривым глубинной ионизации, т.е. кривые I и II представленные на рисунке 1.4 совпадают. При использовании плоскопараллельной камеры

⁶Используемые в нашей работе протоколы позволяют отклоняться от стандартных норм для РИП на величину $\pm 10 \text{ см}$ и использовать поля размером от $8 \times 8 \text{ см}^2$ до $15 \times 15 \text{ см}^2$.

с тонким входным окном минимизируются ошибки в определении эффективной точки измерения, поскольку внутренняя поверхность переднего окна используется в качестве опорной точки измерения. Толщина переднего окна камеры может быть $(1 \div 2)$ мм, так что эту толщину нужно учитывать при измерениях. Также учитывается толщина водозащитного колпачка камеры при его использовании.

По кривой глубинной ионизации Π рисунка 1.4 определяется положение точки В, которая соответствует значению глубины 50% ионизации I_{50} . На основе этой величины определяется глубина 50% дозы R_{50} . Для параметров РИП=100 см и поля размером $10 \times 10 \text{ см}^2$ R_{50} выражается как [37, 41]:

$$R_{50} = 1,029 I_{50} - 0,06(\text{см}) \quad \text{при} \quad 2 \leq I_{50} \leq 10(\text{см}), \quad (1.14)$$

$$R_{50} = 1,059 I_{50} - 0,37(\text{см}) \quad \text{при} \quad I_{50} > 10(\text{см}). \quad (1.15)$$

Полученное значение R_{50} и кривая процентной глубинной дозы в дальнейшем используются для абсолютной дозиметрии.

Определение коэффициента k_Q на основе протокола TRS-398

Для определения коэффициента k_Q ионизационных камер, калиброванных по поглощённой дозе в воде на пучке ^{60}Co , в протоколе TRS-398 [41] предлагается расчёт на основе теории Брэгга-Грея. В протоколе приведены табличные данные с рассчитанными значениями коэффициента качества k_Q для различных типов ионизационных камер от измеренной величины параметра R_{50} .

Определение коэффициента k_Q на основе протокола TG-51

В протоколе TG-51 [37] искомый коэффициент качества k_Q представляется в виде ряда множителей:

$$k_Q = P_{gr}^Q \cdot k'_{R_{50}} \cdot k_{ecal}, \quad (1.16)$$

где P_{gr}^Q - поправка на градиент ионизации в точке измерения, $k'_{R_{50}}$ - электронный конверсионный поправочный коэффициент качества, который зависит от значения параметра R_{50} , k_{ecal} - фотонно-электронный конверсионный поправочный коэффициент.

Поправка на градиент ионизации в точке измерения равна единице для плоскопараллельных камер, а для цилиндрических камер выражается как [37]:

$$P_{gr}^Q = \frac{M_{raw}(d_{ref} + 0.5r_{cav})}{M_{raw}(d_{ref})}, \quad (1.17)$$

а именно в виде отношения заряда, измеренного на референсной глубине плюс половина радиуса полости камеры, к заряду, измеренному на референсной глубине.

Значения поправочного коэффициента $k'_{R_{50}}$ можно определить по графикам 5-8 протокола TG-51 [37] в зависимости от типа используемой камеры. Также данные значения могут быть рассчитаны по следующим формулам [37]:

$$k'_{R_{50}} = 0,9905 + 0,0710e^{-R_{50}/3,67}, \quad (1.18)$$

при условии, что $2 \leq R_{50} \leq 9$ см для цилиндрической камеры и

$$k'_{R_{50}} = 1,2239 - 0,145R_{50}^{0,214}, \quad (1.19)$$

при условии, что $2 \leq R_{50} \leq 20$ см для плоскопараллельной камеры.

Фотонно-электронный конверсионный поправочный коэффициент определяется типом используемой камеры. Его величина может быть найдена в таблицах II и III протокола TG-51 [37].

Следует отметить, что коэффициенты в протоколах TG-51 [37] и TRS-398 [41] не дают одинакового значения дозы, что приводит к некоторой неопределённости полученных результатов. Подробнее это показано в главе 3.

1.2 Определение поглощённой дозы в воде для рентгеновского излучения

Излучение рентгеновского диапазона в медицинской физике делится на низкоэнергетической (приповерхностное, напряжение (30 ÷ 100) кВ) и среднеэнергетическое (ортовольтное, напряжение (100 ÷ 400) кВ). Граница между двумя этими режимами размыта и находится между 80 кВ и 100 кВ (напряжение на трубке). Следует отметить, что при проведении процедур клинической дозиметрии рентгеновского излучения во всем диапазоне энергий используется геометрия РИП [41].

Для оценки качества рентгеновского пучка в целях дозиметрии, как правило, используются такие параметры, как напряжение на рентгеновском аппарате и величина слоя половинного ослабления (СПО).

Величина СПО определяется как толщина поглотителя, которая уменьшает в два раза мощность воздушной кермы в воздухе (интегральный заряд или ионизационный ток за время экспозиции) от узкого пучка рентгеновского излучения на стандартном расстоянии от слоя поглотителя по сравнению с мощностью воздушной кермы в воздухе от того же пучка при отсутствии поглотителя. Из-за поглощения низкоэнергетического рентгеновского излучения в воздухе, величина СПО меняется в зависимости от расстояния от источника рентгеновского излучения до детектора. Поэтому величина СПО для низкоэнергетического рентгеновского излучения, по возможности, должна измеряться на таком же расстоянии «источник - детектор», как и при измерениях поглощённой дозы. Стандартным материалом,

используемым для измерения величины СПО низкоэнергетического рентгеновского излучения, является алюминий. Для ортовольтового рентгеновского излучения используется медь. Расстояние от рассеивающих фильтров до детектора излучения должно быть по возможности более 50 см. Если расстояние от источника до камеры меньше чем 50 см, то рассеяние от дополнительных фильтров может влиять на результат измерений. В международном протоколе TG-61 [80] приводятся табличные данные для коэффициента обратного рассеяния B_w для водного фантома в зависимости от диаметра поля, толщины СПО и расстояния источник-поверхность (РИП) в диапазоне от 1,5 до 100 см.

Наличие такого влияния можно проверить путем проведения измерений при разных размерах поля облучения и экстраполяцией результатов к полю нулевого размера. В идеальном случае посредине между источником излучения и камерой следует поместить коллимирующее устройство (или аппликатор), ограничивающее поле облучения до размеров, обеспечивающих попадание всей камеры в пределы пучка излучения. В пределах одного метра после камеры не должно быть никаких рассеивающих материалов. Фильтры, добавляемые при измерениях СПО, должны последовательно помещаться вблизи источника, пока их общая толщина не превысит измеряемое значение величины СПО. Толщина материала, при которой мощность кермы в воздухе снижается в два раза, может быть получена путем интерполяции табличных данных зависимости мощности кермы от толщины поглотителя.

1.2.1 Определение поглощённой дозы для низкоэнергетического рентгеновского излучения (30-100 кВ)

В низкоэнергетическом диапазоне рентгеновского излучения определение поглощённой дозы в воде выполняется через измерения воздушной кермы в воздухе с помощью ионизационной камеры в свободном воздухе, при отсутствии фантома. Толщина входного окна плоскопараллельной камеры должна обеспечивать полное электронное равновесие заряда в исследуемом диапазоне энергий фотонов. Камеры в этом диапазоне калибруются в единицах воздушной кермы ($N_{K,Q}$) в пучке с качеством Q . Далее воздушная керма, измеренная в воздухе (K_{air}^{in-air}) в интересующей точке исследуемого пучка, пересчитывается в водную керму в свободном воздухе (K_W^{in-air}) через отношение средних массовых коэффициентов передачи энергии для воды и воздуха, которые оцениваются по всему спектру фотонов, флюенс которых измеряется в свободном воздухе, при отсутствии фантома.

Физически, K_W^{in-air} представляет собой водную керму в малой массе воды, которой достаточно для того, чтобы обеспечить полную область накопления электронов (buildup), но недостаточно для изменения флюенса первичных фотонов. На основе величины водной кермы в свободном воздухе можно определить водную керму на поверхности водного фантома K_W :

$$K_W = K_W^{in-air} \cdot B_W, \quad (1.20)$$

где B_W – поправочный коэффициент обратного рассеяния, который учитывает эффект рассеяния в фантоме и зависит, в основном, от размера поля, РИП и от качества пучка.

Величина кермы в свободном воздухе вблизи поверхности фантома будет меньше, чем величина кермы на поверхности фантома при прочих равных условиях, поскольку в свободном воздухе главную роль играет первичное излучение (вторичное излучение незначительно), т.е. излучение, которое пришло непосредственно от источника. В более плотной среде (вода, твёрдая вода, оргстекло) помимо первичного излучения существенную роль играет и вторичное излучение, которое образуется в результате взаимодействия первичного излучения с атомами среды (комптоновское рассеяние). Вторичное рентгеновское излучения будет рассеиваться изотропно во всех направлениях, поэтому детектор покажет большую величину кермы (дозы). Количество обратно-рассеянного излучения зависит от размеров поля облучения. Наибольшее количество обратно рассеянных фотонов наблюдается в низкоэнергетическом диапазоне излучения, с увеличением энергии первичного пучка фотонов их количество (обратно рассеянного излучения) уменьшается. Например, для пучка ^{60}Co и поля размером $10 \times 10 \text{ см}^2$ $B_W = 1,036$. Это означает, что максимальное значение дозы в ткани всего на 3,6% выше значения дозы в свободном воздухе. Увеличение дозы происходит в результате вклада рассеянного излучения из выше- и нижележащих слоев ткани.

Поглощённая доза в воде на поверхности водного фантома D_W может быть приближенно принята равной K_W .

Таким образом, искомая поглощённая доза в воде на поверхности водного фантома в условиях равновесия заряженных частиц и в отсутствии электронного загрязнения от главного пучка определяется следующим выражением:

$$D_W \simeq K_W = M \cdot N_{K,Q} \cdot B_W \cdot P_{stem,air} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air} \quad (1.21)$$

Здесь M - значение заряда (Кл) с поправкой на температуру, давление, эффект рекомбинации и полярности в исследуемом пучке; $N_{K,Q}$ – калибровочный коэффициент камеры, калиброванной по воздушной керме с учётом качества исследуемого пучка Q ; $P_{stem,air}$ - поправка, учитывающая влияние ножки камеры. Данная поправка учитывает разницу в рассеянии фотонов при калибровке камеры и при измерениях с использованием данной камеры, главным образом, из-за изменения размера поля⁷; $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}$ - отношение средних массовых коэффициентов передачи энергии для воды и воздуха, которые усреднены по всему спектру фотонов, флюенс которых измеряется в свободном воздухе при отсутствии фантома. Данные коэффициенты могут быть найдены в протоколе [80] в зависимости от толщины СПО.

Рассчитать значения k_Q на основе теории Брэгга-Грея невозможно, поскольку тонкостенная камера на поверхности фантома не является полостью Брэгга-Грея. Поэтому значения k_Q должны быть получены непосредственно из измерений. Не следует использовать обоб-

⁷Если размер поля при калибровке равен размеру поля при проведении измерений, то $P_{stem,air} = 1$

щенные значения калибровочного коэффициента k_Q , полученные для камер данного типа, вследствие значительного разброса энергетической зависимости чувствительности от камеры к камере.

Калибровочные данные, указанные в сертификате ионизационной камеры, в идеальных случаях должны быть представлены единственным коэффициентом N_{K,Q_0} , определенным в стандартном пучке с качеством Q_0 , и одним или несколькими измеренными значениями параметра k_Q , которые будут соответствовать другим пучкам с качеством Q . Если результаты калибровки представлены в виде набора калибровочных коэффициентов $N_{K,Q}$, то одно из этих значений должно быть выбрано в качестве стандартного качества Q_0 . Тогда соответствующий коэффициент становится N_{K,Q_0} , то есть принимается за эталонное качество пучка, а другие $N_{K,Q}$ выражаются через него с помощью k_Q в виде:

$$N_{K,Q} = k_Q \cdot N_{K,Q_0} \quad (1.22)$$

Если качество излучения исследуемого пучка не соответствует какому-либо значению, для которого проводилась калибровка в поверочных лабораториях, то величина k_Q для использования в выражении (1.22) может быть найдена интерполяцией или экстраполяцией.

1.2.2 Определение поглощённой дозы для среднеэнергетического (ортовольтного) рентгеновского излучения (100-300 кВ)

Камеры, калиброванные в единицах воздушной кермы

Измерения поглощённой дозы в воде в среднеэнергетическом диапазоне рентгеновского излучения (100 ÷ 300 кВ) на основе использования калибровочного коэффициента в единицах воздушной кермы (или экспозиционной дозы) в воздухе могут выполняться двумя способами [80].

Первый способ используется, когда интересующая точка находится на поверхности фантома, тогда измерения проводятся в соответствии с методикой определения поглощённой дозы для низкоэнергетического диапазона рентгеновского излучения. При этом следует отметить, что метод измерения кермы в воздухе может использоваться для дозиметрии ортовольтного рентгеновского излучения при напряжениях до 300 кВ [80].

Второй способ используется, когда интересующая точка находится на некоторой глубине в водном фантоме, тогда измерения проводятся в эффективной точке измерения камеры, которая располагается на опорной (референсной) глубине 2 см в воде. Воздушная керма на опорной глубине определяется следующим образом:

$$K_{air}^{in-water} = M \cdot N_{K,Q} \cdot P_{stem,water} \cdot P_{E,\theta} \cdot P_{dis} \cdot P_{sheath}, \quad (1.23)$$

где M - значение заряда (Кл) на опорной глубине в фантоме с поправкой на температуру, давление, эффект рекомбинации и полярности в исследуемом пучке; $N_{K,Q}$ – калибровочный коэффициент в единицах воздушной кермы в воздухе с учётом качества исследуемого пучка; $P_{stem,water}$ – поправочный коэффициент, который учитывает разницу в показаниях дозиметра из-за попадания ножки камеры в поле облучения на поверхности водного фантома (т.е. изменение размера поля облучения) для качества пучка при калибровке и при текущем исследовании; $P_{E,\theta}$ - поправочный коэффициент, который учитывает изменение в калибровочном коэффициенте из-за изменения энергии пучка фотонов и углового распределения; P_{dis} - поправочный коэффициент, учитывающий изменение воздушной кермы при замене воздуха камеры водой; P_{sheath} - поправочный коэффициент, который учитывает эффект пластикового колпачка для защиты камеры при её установке в воде.

Для удобства можно все поправочные коэффициенты объединить в полный поправочный коэффициент:

$$P_{Q,cham} = P_{stem,water} \cdot P_{E,\theta} \cdot P_{dis} \quad (1.24)$$

Воздушная керма в воде переводится в водную керму через отношение массовых коэффициентов передачи энергии для воды и воздуха, усреднённых по спектру фотонов в интересующей точке в фантоме при отсутствии камеры:

$$K_W = K_{air}^{in-water} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{water} \quad (1.25)$$

Поглощённая доза в воде в опорной точке водного фантома $D_{W,Q}$ может быть принята примерно равной водной керме K_W , в предположении, что существует равновесие заряженных частиц.

$$D_{W,Q} \simeq K_W = M \cdot N_{K,Q} \cdot P_{Q,cham} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{water} \cdot P_{sheath} \quad (1.26)$$

Требуемые коэффициенты могут быть найдены в протоколе [80] в зависимости от толщины СПО, типа ионизационной камеры, используемой в измерениях, и материала и толщины водозащитного колпачка.

Камеры, калиброванные в единицах поглощённой дозы в воде

Для ионизационных камер, калиброванных по поглощённой дозе в воде $N_{D,W}^{Q_0}$, протокол TRS-398 [41] рекомендует проводить измерения дозы также как и для фотонов высоких энергий с использованием цилиндрических камер.

$$D_{W,Q} = M \cdot N_{D,W}^Q = M \cdot N_{D,W}^{Q_0} \cdot k_Q, \quad (1.27)$$

До настоящего времени имеются лишь незначительные экспериментальные данные, показывающие, насколько меняется величина коэффициента k_Q для камер в диапазоне ортовольтового рентгеновского излучения в зависимости от СПО, напряжения на трубке и типа

ионизационной камеры. Поэтому, величина k_Q , в первом приближении, принимается равной единице ($k_Q = 1$).

1.3 Фантомы для дозиметрии электронных и фотонных пучков

Пользователь может выбрать любой материал в качестве дозиметрического фантома: вода, полистирен или акриловый пластик. При использовании полистирена или акрила для фотонной дозиметрии высоких энергий геометрия калибровки пучка должна быть скорректирована таким образом, чтобы флюенс фотонов в дозиметре был таким же, как и на опорной глубине в водном фантоме. При использовании пластиковых фантомов в электронной дозиметрии высоких энергий калибровочная геометрия остаётся прежней (какой бы она была при использовании водного фантома), однако необходимо использовать поправочные коэффициенты, которые учитывают разницу во флюенсе электронов в пластике и в воде. Также требуются дополнительные поправки, когда используется водозащитный колпачок для ионизационной камеры в водном фантоме. В использовании того или иного материал фантома есть свои преимущества и недостатки. Например, вода является рефернсной средой для калибровки пучков, и здесь не требуются какие-либо поправочные коэффициенты для определения поглощённой дозы в воде. Однако, дозиметрические измерения, проводимые в водном фантоме, весьма времязатратны, и порой бывает не совсем удобно или возможно провести измерения в водной среде по сравнению с пластиковым фантомом (требуются водозащитные колпачки, существуют сложности в точной оценки положения камеры, особенно когда нужно провести измерения на глубине нескольких мм и т.д.).

1.3.1 Измерение поглощённой дозы электронных пучков высоких энергий в фантомах

Для проведения дозиметрии клинических электронных пучков рекомендуется использовать воду в качестве материала фантома. Вода является тканеэквивалентной средой, и легко получить воду с высокой степенью чистоты. Однако, из-за некоторых сложностей использования водных фантомов, таких как необходимость применения водонепроницаемых колпачков для детекторов, сложность проведения приповерхностных (на малых глубинах) измерений из-за поверхностного натяжения и конечного размера детектора, является времязатратным процессом. В таких случаях использование пластиковых фантомов более актуально. Они удобны для измерений процентной глубинной поглощённой дозы, поперечных распределений поглощённой дозы, выходного фактора маленьких или нерегулярных электронных полей, а также для позиционирования положения эффективной точки измерения. Периодические измерения по контролю качества терапевтического пучка также удобнее проводить

в твердотельных фантомах. Для измерения абсолютной и относительной поглощённой дозы электронного пучка с энергией $E_0 \leq 10$ МэВ ($R_{50} \leq 4,3$ г/см²), рекомендуется использовать пластиковые фантомы, однако глубины в пластике должны далее переводиться в соответствующие им водозэквивалентные величины глубин. Использование этих фантомов для других энергий пучка электронов ограничено, т.к. в общем случае они приводят к большим неточностям при определении поглощённой дозы. Тем не менее, когда точное размещение камеры в воде невозможно или в случае отсутствия водонепроницаемой камеры их использование разрешается.

Фантом должен иметь полость, к которую плотно устанавливается камера, чтобы избежать появления лишних воздушных промежутков. Камера и пластиковый фантом должны достичь температурного равновесия до начала проведения измерений.

Связь между глубиной в неводном фантоме и глубиной в водной среде нелинейная. Вблизи поверхности, а также в конце практического диапазона (R_p , практический пробег (в г/см²)), глубина в неводном фантоме может быть преобразована в водозэквивалентную глубину путем её масштабирования через отношение электронной плотности в неводном фантоме к электронной плотности в воде. Тем не менее, для измерений глубинной дозы в пластиковом фантоме это отношения приводит к переоценке глубины проникновения кривой глубинной дозы вблизи терапевтического диапазона (это глубина от поверхности до уровня 90% дозы за дозным максимумом D_{max}), так как пренебрегает эффектом изменения глубинной дозы из-за меньшего эффективного атомного номера.

Для того, чтобы оценить точность кривой глубинной дозы вблизи терапевтического диапазона и её убывающей части, рекомендуется, чтобы водозэквивалентная кривая аппроксимировалась электронной плотностью, полученной из отношения 50% изодозных кривых [79]:

$$d_{water} = d_{med} \cdot \rho_{eff} = d_{med} \frac{R_{50}^{water}}{R_{50}^{med}}, \quad (1.28)$$

где d_{water} - глубина в воде, d_{med} - глубина в материале фантома, ρ_{eff} - эффективная плотность материала фантома, которая определяется из отношением величин R_{50} для воды и материала фантома (см. Таблицу IV [79]). Если измеренные плотности пластиковых материалов сильно отличаются от табличных значений, фактор ρ_{eff} , приведённый в Таблице IV [79], умножается на отношение измеренной плотности к приведённой стандартной плотности.

Если спектральное распределение и флюенс электронов на глубине d_{max} в воде и в пластике одинаково, то доза в воде (D_{water}) связана с дозой в пластике (D_{med}) как:

$$D_{water}(d_{water}) = D_{med}(d_{med}) \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{med}^w, \quad (1.29)$$

где $\left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{med} \right]^w$ - среднее отношение ограниченных массовых тормозных способностей материалов фантомов и воды. В протоколах TG-25 за 1991 и 2009 годы [79, 81] приводятся значения

отношений ограниченных тормозных способностей различных материалов (вода, акрил, полистирен, РММА) и воздуха. Чтобы получить отношение тормозных способностей воды и материала фантома необходимо использовать следующее выражение:

$$\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{med}^{water} = \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{air}^{water} / \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{air}^{med} \quad (1.30)$$

Если спектральное распределение одинаково, а флюенс электронов различен, то поглощённая доза в воде на глубине d_{max} для опорного размера поля r_0 связана с дозой в твёрдом фантоме на соответствующей глубине d_{med} следующим образом:

$$D_{water}(d_{water}) = D_{med}(d_{med}) \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{coll} \right]_{med}^{water} [\phi]_{water}^{med}, \quad (1.31)$$

где $[\phi]_{med}^{water}$ - поправочный флюенс-фактор, то есть, отношение электронного флюенса в воде к флюенсу в твердотельном фантоме. В первом приближении флюенс-фактор можно принять равным единице. Это связано, прежде всего, с разницей в рассеивающей способности между двумя материалами. Поправочный флюенс-фактор экспериментально определяется как отношение измеренной ионизации в воде к ионизации в пластиковом фантоме на соответствующей опорной глубине (на центральной оси). Поскольку эквивалентные глубины находятся на различных расстояниях от виртуального источника, флюенс-фактор также включает в себя поправку обратных квадратов, однако этой величиной в клинической работе можно пренебречь.

1.3.2 Измерение поглощённой дозы фотонных пучков высоких энергий в фантомах

При дозиметрических измерениях для фотонных пучков высоких энергий в качестве референтной средой является вода. Аналогично электронным пучкам для рутинных измерений качества пучка удобнее использовать пластиковые фантомы. Также пластиковые фантомы удобнее при верификации плана для интенсивно модулированной лучевой терапии (ИМЛТ, IMRT), потому что позволяют легче и быстрее выставить точную геометрию.

В случае когда спектральное распределение и флюенс первичных и рассеянных фотонов в точке измерения в пластиковом фантоме те же самые, как и в сравниваемой точке в водном фантоме, доза в воде даётся выражением:

$$D_{water} = D_{med} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{med}^w, \quad (1.32)$$

где $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{med}^w$ - отношение усреднённых массовых энергетических коэффициентов поглощения для воды и для материала фантома.

Для идеальных условий (точечный источник первичных фотонов, в фантоме происходит только комптоновское взаимодействие, и полностью отсутствуют фотоны, которые рассеиваются от коллиматора или других компонентов головки аппарата), наблюдается одинаковое спектральное распределение в пластике и в воде при постоянном РИП и размере коллиматора, а также при правильном масштабировании глубины измерения детектора в зависимости от относительной электронной концентрации в пластике и в воде. При этих условиях, доза в воде связана с дозой в пластике следующим выражением:

$$D_{water} = D_{med} \left(\frac{\mu_{en}^-}{\rho} \right)_{med}^w (SSD^2)_{water}^{med}, \quad (1.33)$$

где $(SSD^2)_w^{med}$ - отношение квадратов расстояния источник-детектор для пластикового фантома и для водного фантома.

Для реальных (клинических) условий коллиматоры и другие компоненты головки аппарата оказывают значительное влияние на количество рассеянных фотонов относительно первичного пучка, поэтому закон обратных квадратов уже неспособен правильно описать флюенс как функцию расстояния от источника. По этим причинам рекомендуется, чтобы РИП и размер поля коллиматора для пластикового и водного фантома были одинаковы, и вышележащая толщина пластика была масштабирована таким образом, чтобы ослабление падающего пучка в пластике соответствовало ослаблению пучка в воде.

Равное ослабление падающего пучка наблюдается, когда толщина пластика связана с толщиной воды масштабным коэффициентом SF , определяемым следующим образом:

$$SF = \frac{d_{med}}{d_{water}} = \frac{\bar{\Sigma}_w}{\bar{\Sigma}_{med}}, \quad (1.34)$$

где $\bar{\Sigma}_i$ - средний линейный коэффициент ослабления, вычисленный для спектра падающих фотонов. Числовые значения масштабного коэффициента SF для пучка ^{60}Co и для фотонов тормозного излучения с номинальным ускоряющим потенциалом от 2 до 50 МВ представлены в виде таблиц в протоколе TG-21 [82]. В протоколах TRS-277 [83] и TRS-381 [84] данный масштабный коэффициент обозначается как C_{med} .

1.3.3 Измерение поглощённой дозы рентгеновских пучков в фантомах

Для процедур клинической дозиметрии за стандартную среду фантома принято считать водную среду. Однако не всегда технически возможно провести измерения в водном фантоме или нужно знать поглощённую дозу в материале, который по плотности и атомному составу отличен от воды (например, костная ткань). В этом случае поверхностная доза в исследуемой среде будет определяться следующим образом:

$$D_{med,d=0} = C_W^{med} \cdot D_{W,d=0}, \quad (1.35)$$

где C_W^{med} - поправочный коэффициент, который переводит дозу в воде в дозу в среде и наоборот и который определяется следующим выражением:

$$C_W^{med} = \frac{B_{med}}{B_w} \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}^{med}}{\rho_w} \right)_w^{med} \right]_{air}, \quad (1.36)$$

где $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}^{med}}{\rho_w} \right)_w^{med} \right]_{air}$ - отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в среде к массовым коэффициентам поглощений энергии в воде, усреднённых по спектру первичных фотонов в воздухе; $\frac{B_{med}}{B_w}$ - отношение поправочного коэффициента обратного рассеяния в среде к поправочному коэффициенту обратного рассеяния в воде.

1.4 Выводы к главе

В рамках Главы 1 был проведен аналитический обзор европейских и американских международных протоколов для определения поглощённой дозы в воде для фотонов и электронов высоких энергий на основе ионизационных камер, калиброванных в единицах поглощённой дозы в воде. Также был проведен анализ международных протоколов для определения поглощённой дозы в воде для рентгеновского излучения в диапазоне напряжений от 30 до 400 кВ на основе ионизационных камер, калиброванных в единицах воздушной кермы в воздухе (TG-61) и в единицах поглощённой дозы в воде (TRS-398). Согласно проведённому анализу можно сделать следующие выводы:

1. Для определения поглощённой дозы в воде для фотонных и электронных пучков высоких энергий удобнее пользоваться европейским протоколом TRS-398, поскольку в данном протоколе достаточно данных по коэффициенту качества для ионизационных камер, которые наиболее распространены на территории Российской Федерации. Однако американский протокол TG-51 будет наиболее точен в определении поглощённой дозы, поскольку в расчётах используются большее количество поправочных коэффициентов, которые учитывают реальные условия измерения. Таким образом, при проведении измерений характеристик электронных и фотонных пучков высоких энергий с помощью ионизационных камер мы использовали оба протокола.
2. В случае использования ионизационной камеры, калиброванной в единицах воздушной кермы в воздухе для определения поглощённой дозы в воде от рентгеновского излучения нужно пользоваться американским протоколом TG 61, потому как в нем более детально изложен процесс определения поглощённой дозы в воде. В случае же применения ионизационной камеры, калиброванной в единицах поглощённой дозы в воде,

следует использовать европейский протокол TRS-398, поскольку только в нем приводятся описание подобного расчета поглощённой дозы. Таким образом, в клинической дозиметрии пучков рентгеновского излучения мы использовали оба указанных протокола.

Глава 2

Исследование основных характеристик плёночного дозиметра Gafchromic EBТ-3

В настоящей главе описаны основные свойства плёночного дозиметра Gafchromic EBТ-3 по данным производителя и процедуры, применяемые при калибровке плёночного дозиметра. Также в данной главе представлена разработанная нами методика оценки локальной неоднородности плёнки и неопределённости, вызываемой данной неоднородностью.

Основным вопросом, возникающим при работе с дозиметрическими приборами, является оценка неопределённостей измерения. Для ионизационных камер такие оценки даны в международных дозиметрических протоколах TRS-398 [41] и TG-51 [37]. Величины этих неопределённостей лежат в диапазоне $(1,5 \div 3,6)\%$ в зависимости от типа источника излучения. Для дозиметрических плёнок семейства EBТ-3 возможные источники неопределённостей описаны в работе [55], где они оценены в $0,55\%$ без учёта локальной неоднородности плёнки. Локальная неоднородность плёнки предыдущего семейства EBТ-2 оценивалась в работе [56], авторы которой показали, что неоднородность плёнки составляет $\pm 3,7\%$, а неопределённости рассчитанной поглощённой дозы на основе измерения оптической плотности при использовании калибровочной кривой составляют более чем $\pm 6\%$. Так как неопределённости, вызванные локальной неоднородностью существенно больше, чем прочие неопределённости, была разработана методика оценки неопределённости измерения поглощённой дозы с помощью плёнок. На основе данной методики был разработан программный код в среде Wolfram Mathematica.

В заключительной части главы приведены результаты экспериментальных исследований характеристик плёнки Gafchromic EBТ-3, проведенных для определения основных свойств плёнки и выбора режима работы с ней.

2.1 Описание плёночного дозиметра Gafchromic EBT-3

2.1.1 Описание и особенности плёночных дозиметров семейства Gafchromic

В настоящее время плёнки семейства Gafchromic EBT служат незаменимым вторичным дозиметром в клинической лучевой терапии благодаря своему эффективному атомному номеру ($Z_{eff}^{EBT} = 6,84$), близкому к воде ($Z_{eff}^{water} = 7,3$), свойству самопроявления (получения изображения) и субмиллиметровому пространственному разрешению при считывании данных с помощью планшетного сканера [44, 85].

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 [86]:

$$NetOD = OD_{after} - OD_{before} = \lg \frac{PV_0}{PV_{after}} - \lg \frac{PV_0}{PV_{before}} = \lg \frac{PV_{before}}{PV_{after}}, \quad (2.1)$$

где OD - оптическая плотность, PV - число отсчётов АЦП сканера (денситометра) в одном пикселе изображения¹. Индекс *before* обозначает плёнку до облучения, индекс *after* - плёнку после облучения, индекс 0 обозначает максимально возможное число отсчетов, определяемое глубиной цвета. В нашей работе использовалась глубина цвета 16 бит на канал, поэтому $PV_0 = 2^{16} - 1 = 65535$ для каждого из трех цветов модели RGB [87, 88].

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 [89].

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» [89]. 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

¹Дальше для удобства будем называть эту величину «числом отсчётов»

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% [44, 85].

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 пререгрета. 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. Данное наблюдение объясняется особенностями процесса взаимодействия ионизирующего излучения с веществом для фотонных и электронных пучков. Энергетическая зависимость отклика при облучении электронными пучками определяется через тормозные способности и диапазоном приближения непрерывного замедления электронов. Энергетическая зависимость для фотонных пучков вычисляется через массовые коэффициенты ослабления и поглощения. Тормозная способность электронов и массовые энергетические коэффициенты поглощения для фотонов в диапазоне энергий выше 100 кэВ для чувствительного материала детектора приближены к характеристикам воды и тканей мышц. Для диапазона энергий фотонов (0,1 ÷ 1,33) МэВ и для вторичных электронов с энергией от 0,1 до 1 МэВ массовые коэффициенты поглощения энергии фотонов и тормозные способности электронных столкновений для чувствительного материала плёнки различаются в пределах 2% для воды и скелетных мышц [85].

2.1.2 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 (см. рисунок 2.1). Эти защитные слои содержат микроскопические частицы, которые позволяют предотвратить образование интерференционных колец при сканировании плёнки. Из-за наличия одинаковых по толщине защитных слоев, плёнка 3-го поколения является симметричной к перевороту с одной стороны на другую, в отличие от плёнки предыдущего поколения ЕВТ-2 [53].

Химический состав чувствительного слоя плёнок семейства ЕВТ-3 не отличается от состава плёнок семейства ЕВТ-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%), Вг (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.

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 сине-зелёный.

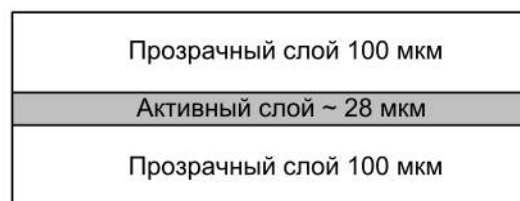


Рисунок 2.1: Структура полимерной плёнки Gafchromic ЕВТ-3

2.2 Калибровка плёночного дозиметра Gafchromic ЕВТ-3

2.2.1 Общие положения

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) ка-

либровочные 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.

Калибровка должна охватывать весь предполагаемый диапазон измеряемых доз, поскольку экстраполяция нелинейных калибровочных кривых не рекомендуется. Так как в калибровочной кривой плёнки и характеристической кривой сканера наблюдается нелинейность в области малых доз, измерение доз до, примерно, 0,1 Гр должно проводиться с малым шагом по дозе. Далее прослеживается линейный участок кривой, который при больших дозах (больше (3 ÷ 5) Гр) становится нелинейным. При ещё больших дозах (> 40 Гр) может наблюдаться сильное потемнение плёнки, которое приводит к низкому отношению сигнал-шум и, соответственно, к росту неопределённости.

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 [90].

2.2.2 Калибровочные процедуры для плёнок Gafchromic EBT-3

В работе использовались плёнки из партии A04041202 и A04041202 с полной толщиной 0,23 мм². Диапазон измеряемых доз согласно технической документации составляет (0,01 ÷ 40) Гр [44].

Рисунок 2.2 иллюстрирует процедуру референсного облучения плёнки, в которой опорный источник излучения изначально калибруется, следуя рутинным действиям, установленным используемым дозиметрическим протоколом (например, TRS 398 [41] или TG-51 [37]). После того, как источник охарактеризован, проводится облучение нескольких кусочков плёнки различными дозами. Плёнка должна размещаться в центральной части большого равномерного поля излучения³ на интересующей глубине (референсная глубина).

После облучения плёнка сканируется в режиме «на просвет» на планшетном сканере. В нашей работе мы проводили сканирование с разрешением 150 dpi (точек на дюйм) и глубиной цвета 48 бит. Результаты сканирования сохранялись в формате TIFF (англ. Tagged Image File Format) без сжатия, так как этот режим предназначен для работы с 48 битными изображениями (три канала цветности, 16 бит на канал). Для построения калибровочных кривых использовалась информация из т.н. «области интереса» (ROI) - области размером 1 × 1 см² в центре плёнки [88, 89, 91].

²Толщина может варьироваться в зависимости от партии к партии [44]

³Например, для кусочка плёнки размером 5 × 5 см² достаточным считается размер поля излучения 10 × 10 см².

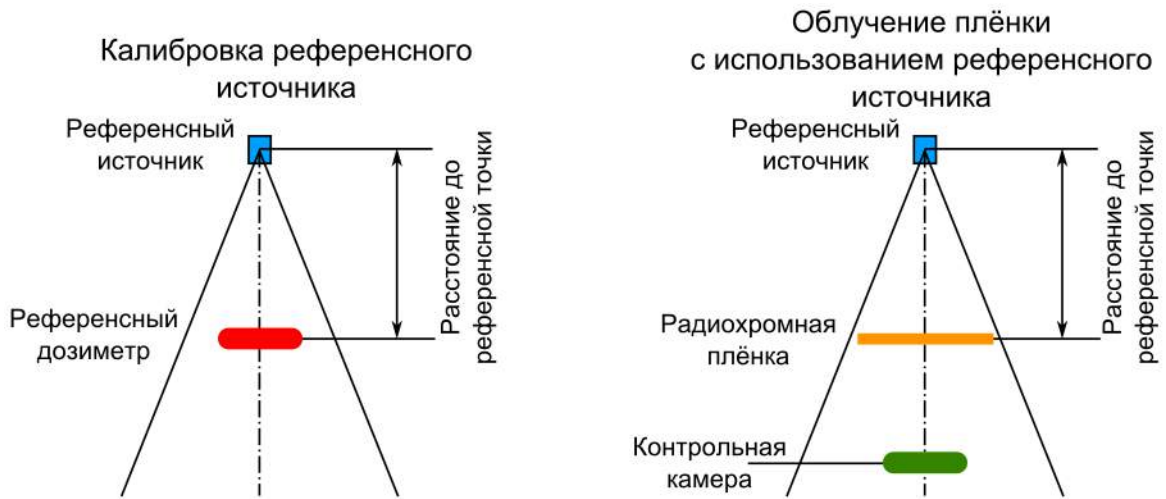


Рисунок 2.2: Экспериментальная установка, используемая при калибровке плёнки: калибровка опорного источника (слева), облучение кусочков плёнки под референсными условиями (справа). Установка ионизационной камеры во втором случае (при облучении плёнки) предназначена для контроля мощности дозы пучка (мониторных единиц)

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 (2.1) запишется в следующем виде:

$$NetOD = \lg \frac{PV_{before} - PV_{bcgr}}{PV_{after} - PV_{bcgr}}, \quad (2.2)$$

где индекс *bcgr* обозначает пьедестал сканера, который измеряется в тёмном поле.

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 \overline{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:

$$D_{fit} = a \cdot NetOD + b \cdot (NetOD)^n, \quad (2.3)$$

где *a, b, n* - подгоночные параметры.

2.3 Неопределённости измерения дозы с использованием плёнок Gafchromic EBT-3

Как и в случае с любой дозиметрической системой, в процессе преобразования измеренного дозиметрического сигнала (*NetOD* в случае с плёнкой) в дозу на основе установленных дозиметрическим протоколом правил встречается много источников неопределённости. Их можно разделить на две группы: 1 – неопределённости, возникающие в ходе процесса построения калибровочной кривой, 2 - неопределённости, которые сопровождают процесс измерения неизвестной дозы.

Неопределённости, возникающие в ходе процесса калибровки можно разделить на две группы: 1) - неопределённости измерения дозы (неопределённости в используемом референсном дозиметре, неоднородности референсного пучка) и 2) - неопределённости в величине измеренной чистой оптической плотности *NetOD* (статистические неопределённости при считывании между различными пикселями плёнки, неоднородность плёнки, неоднородности области сканирования).

Неопределённости при измерении неизвестной дозы могут быть разбиты на три составляющие: 1) - неопределённость калибровочной кривой (неопределённости при аппроксимации), 2 - неопределённости в измеренной *NetOD* (такие же, как и изложенное выше), 3) - неопределённости из-за разницы между процессами калибровки и измерениями неизвестной дозы (разница в развитии постэкспозиционного эффекта, различия в температуре, любое долгосрочное изменение материала плёнки или сканера.)

2.3.1 Неопределённости определения референсной дозы

Определение дозы на основе референсного дозиметра (ионизационной камеры) проводилось в соответствии с протоколом TRS-398 [41]. В указанном протоколе приведены следующие значения максимальных неопределённостей для различных случаев:

1. Пучки фотонов высоких энергий - максимальная неопределённость для измерения поглощённой дозы в воде с использованием камеры, калиброванной по поглощённой дозе в воде на пучке ^{60}Co , составляет 1,5%.
2. Пучки электронов высоких энергий - максимальная неопределённость для измерения поглощённой дозы в воде с использованием плоскопараллельной камеры, калиброванной по поглощённой дозе в воде на пучке ^{60}Co , составляет 2,1%.
3. Пучки рентгеновских фотонов низких энергий - максимальная неопределённость для измерения поглощённой дозы в воде с использованием плоскопараллельной камеры, калиброванной по воздушной керме в воздухе, составляет 3,6%.
4. Пучки рентгеновских фотонов средних энергий - максимальная неопределённость для измерения поглощённой дозы в воде с использованием плоскопараллельной камеры,

калиброванной по воздушной керме в воздухе составляет 3,4%; для камеры, калиброванной по поглощённой дозе в воде, неопределённость составляет 2,0%.

2.3.2 Неопределённости в величине измеренной чистой оптической плотности

Основной неопределённостью в процессе измерения $NetOD$ является локальная неоднородность плёнки в области интереса, которую мы обозначим в виде σ_{NetOD} . Данная неопределённость складывается из статистического разброса величин PV , измеряемых сканером при сканировании облученной плёнки ($\sigma_{PV_{after}}$), необлученной плёнки ($\sigma_{PV_{before}}$) и пьедестала сканера ($\sigma_{PV_{bckg}}$). В качестве меры неопределенности возьмем среднеквадратическое отклонение (СКО) распределения Гаусса, так как распределение измеренных величин PV хорошо аппроксимируется нормальным распределением. На рисунке 2.3 приведены примеры гистограмм, которые получаются при анализе величины PV в области интереса для красного и зелёного каналов сканера, а также результаты аппроксимации распределения величин PV Гауссианом.

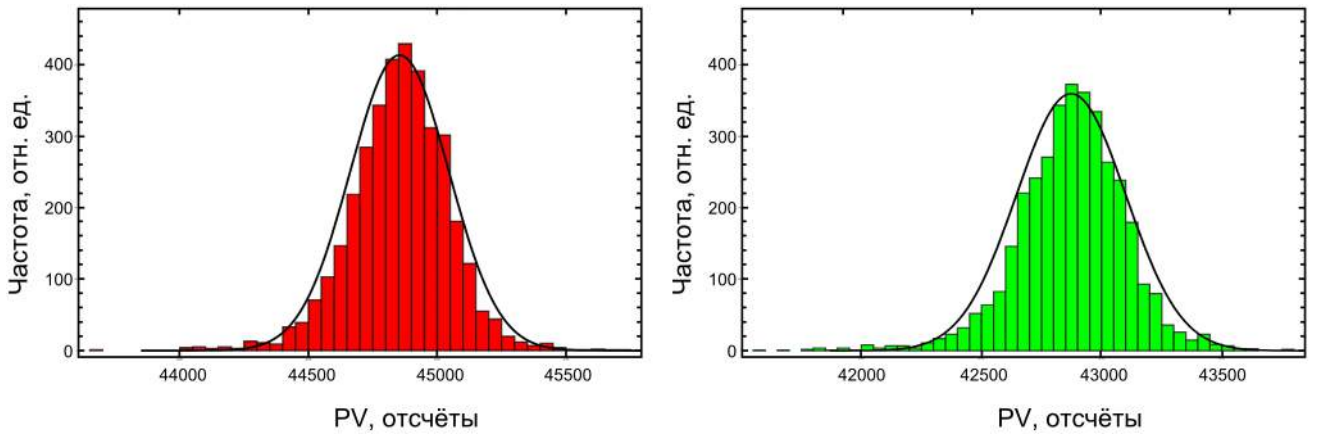


Рисунок 2.3: Примеры гистограмм, которые получаются при анализе величины PV в области интереса для красного и зеленого каналов сканера, а также результаты аппроксимации распределения величин PV Гауссианом

Используя формулу (2.2) можно найти неопределённость σ_{NetOD} на основе метода оценки ошибки косвенных измерений:

$$\sigma_{NetOD} = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial NetOD}{\partial x_i} \right)^2 \Delta x_i^2}, \quad (2.4)$$

где под x_i понимаются переменные в формуле (2.2), а под Δx_i^2 - их неопределённости.

В результате получим:

$$\sigma_{NetOD} = \frac{1}{\ln 10} \times \sqrt{\frac{\sigma_{PV_{before}}^2}{(PV_{before} - PV_{bckg})^2} + \frac{\sigma_{PV_{after}}^2}{(PV_{after} - PV_{bckg})^2} + \frac{(PV_{before} - PV_{after})^2 \sigma_{PV_{bckg}}^2}{(PV_{after} - PV_{bckg})^2 (PV_{before} - PV_{bckg})^2}} \quad (2.5)$$

В данном выражении под величинами PV_i понимается значение, усреднённое по области интереса (первый момент распределения Гаусса, полученного при аппроксимации гистограммы распределения величин PV по области интереса).

Следует отметить, что в литературе приведены другие выражения для расчёта величины σ_{NetOD} , несмотря на то, что используется то же самое определение величины $NetOD$ (2.2). В работе [86] приведено следующее выражение:

$$\sigma_{NetOD} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\frac{\sigma_{PV_{after}}^2 + \sigma_{PV_{bckg}}^2}{(PV_{after} - PV_{bckg})^2} + \frac{\sigma_{PV_{before}}^2 + \sigma_{PV_{bckg}}^2}{(PV_{before} - PV_{bckg})^2}} \quad (2.6)$$

В работе [55] приведено следующее выражение:

$$\sigma_{NetOD} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\frac{\sigma_{PV_{after}}^2 - \sigma_{PV_{bckg}}^2}{PV_{after} - PV_{bckg}} + \frac{\sigma_{PV_{before}}^2 - \sigma_{PV_{bckg}}^2}{PV_{before} - PV_{bckg}}} \quad (2.7)$$

С нашей точки зрения, выражения (2.6) и (2.7) некорректны. Выражение (2.6) даёт расхождение с нашим выражением в пределах 2%. Выражение (2.7) даёт совершенно отличный результат. По нашему мнению в формуле (2.7) имеется ряд опечаток, например знаки «минус» в числителях, которые приводят к уменьшению результирующей ошибки при увеличении ошибки $\sigma_{PV_{bckg}}$. Эти опечатки делают использование данного выражения невозможным.

Другие неопределённости, не связанные с локальной неоднородностью плёнки, были оценены в работе [55]. Прочая суммарная неопределённость оценивается в 0,55%, поэтому ей можно пренебречь в сравнении с локальной неоднородностью плёнки.

2.3.3 Неопределённость калибровочной кривой

Калибровочная зависимость для плёнки описывается выражением (2.3). Неопределённость вычисления поглощённой дозы, возникающая из-за неопределённости аппроксимации, таким образом, описывается следующим выражением:

$$\sigma_{fit} = \sqrt{NetOD^2 \cdot \sigma_a^2 + NetOD^{2n} \cdot \sigma_b^2 + (b \cdot NetOD^n \ln NetOD)^2 \cdot \sigma_n^2}, \quad (2.8)$$

где σ_a , σ_b и σ_n - неопределённости параметров аппроксимации, полученные при построении калибровочных кривых.

2.3.4 Общая неопределённость измерения неизвестной поглощённой дозы

Общая неопределённость измерения неизвестной поглощённой дозы с помощью плёнки может быть описана следующим выражением [86]:

$$\sigma_{D_{fit}} = [NetOD^2 \cdot \sigma_a^2 + NetOD^{2n} \cdot \sigma_b^2 + (b \cdot NetOD^n \ln NetOD)^2 \cdot \sigma_n^2 + (a + n b NetOD^{n-1})^2 \sigma_{NetOD}^2]^{0,5}. \quad (2.9)$$

Следует отметить, что все неопределённости в данном выражении должны быть взяты при одинаковом доверительном интервале.

2.3.5 Метод оценки неопределённости измерения неизвестной поглощённой дозы

Для оценки величин неопределённости, которые могут возникать при измерении неизвестной поглощённой дозы была разработана соответствующая методика и написан программный код в среде Wolfram Mathematica.

Процесс калибровки плёнок предполагает облучение ряда кусочков плёнки различными дозами при условии равномерного поля облучения. Это позволяет оценить статистическую локальную неоднородность плёнки в области интереса. В разработанной методике и программном коде реализован следующий алгоритм действий:

1. В качестве исходных данных берутся сканированные кусочки плёнки в формате TIFF, 48 бит, облученные известной дозой для получения величин PV_{after} и $\sigma_{PV_{after}}$, кусочки необлученной плёнки для получения величин PV_{before} и $\sigma_{PV_{before}}$, а также данные по PV_{bckg} и $\sigma_{PV_{bckg}}$.
2. Пользователем определяется размер области интереса, в которой вычисляются величины PV_{after} и $\sigma_{PV_{after}}$, PV_{before} и $\sigma_{PV_{before}}$, а также PV_{bckg} и $\sigma_{PV_{bckg}}$. При расчёте среднеквадратичных отклонений не учитывались точки, для которых $\overline{PV} - 5\sigma_{PV} < PV_i < \overline{PV} + 5\sigma_{PV}$ (эти значения заменялись на среднее двух соседних точек), что позволяло избежать «артефактов» на хвостах распределения.
3. На основе полученных данных для каждой из плёнок определяется значение $NetOD$ и σ_{NetOD} .
4. Строится калибровочная кривая, которая аппроксимируется выражением (2.3), находят параметры аппроксимации a , b , n и их неопределённости. Аппроксимация осуществляется методом наименьших квадратов с использованием встроенной функции `NonlinearModelFit`.

5. На основе полученной калибровочной кривой для каждой из используемых плёнок была рассчитана поглощённая доза на основе оптической плотности (D_{fit}) и неопределённость этой дозы (σD_{fit}), которая и является искомой величиной. Рассчитанное таким образом значение даёт представление о том, какую величину погрешности следует ожидать при использовании плёнок в клинической дозиметрии.

2.4 Исследование основных характеристик плёнок Gafchromic EBТ-3 при сканировании

2.4.1 Исследование зависимости сигнала сканера от ориентации плёнок Gafchromic EBТ-3 при сканировании

Из-за наличия длинных полимерных цепей в активном слое плёнки, она может работать как оптический поляризатор [92, 93]. Так как источники света в сканерах линейно поляризованы, это может привести к тому, что величина сигнала при сканировании будет зависеть от ориентации плёнки относительно направления сканирования. Данный эффект был проверен для плёнок Gafchromic EBТ-3.

Один и тот же кусочек плёнки Gafchromic EBТ-3 размером $5 \times 5 \text{ см}^2$ сканировался в ландшафтной (короткая сторона плёнки расположена вдоль направления сканирования) и портретной (длинная сторона плёнки расположена вдоль направления сканирования) ориентации. Сканирование проводилось с использованием цветного планшетного сканера Epson Perfection V750 Pro [94] в режиме «на просвет» с глубиной цвета 48 бит (3 цветовых канала по 16 бит) и с разрешением 150 точек на дюйм (dpi). Изображения в цветовой палитре RGB (англ. Красный, Зелёный, Синий) сохранялись в формате TIFF.

На рисунке 2.4 приведен пример зависимости величин PV от ориентации плёнки при сканировании. Построена зависимость разности величин PV , полученных в ландшафтной и портретной ориентации ($PV^{land} - PV^{port}$) от величины PV^{land} в ландшафтной ориентации для красного и зелёного каналов сканирования. Данные были получены для набора плёнок, облученных различными дозами при калибровке на электронном медицинском ускорителе (смотри следующую главу). Неопределённости измерения, отложенные на рисунке 2.4, представляют собой величины СКО распределения Гаусса.

Из рисунка 2.4 видно, что сканирование в ландшафтной и портретной ориентации даёт существенно разный результат по величине PV (разность в откликах порядка 4,5%). Таким образом, перед началом процедуры использования плёнок необходимо выбрать одну определённую ориентацию плёнки относительно направления сканирования. При этом во всех процедурах использования плёнки следует придерживаться этой ориентации. В наших исследованиях была использована ландшафтная ориентация плёнки, что согласуется с рекомендациями производителя, потому что боковых артефактов в отклике на ПЗС сканерах

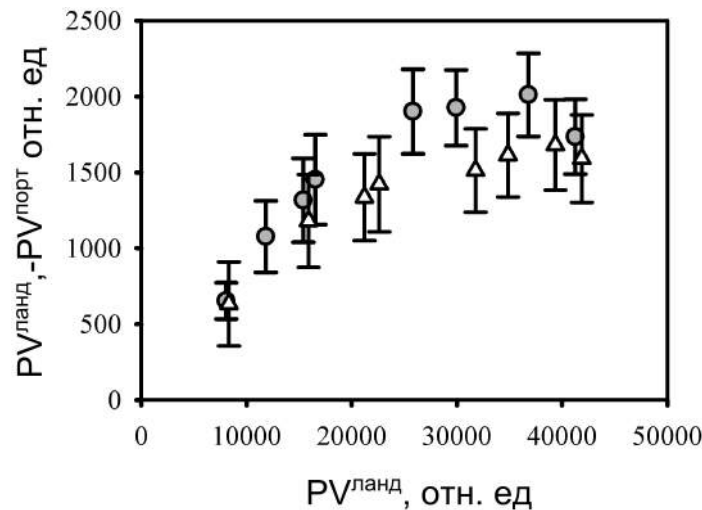


Рисунок 2.4: Пример зависимости величин PV от ориентации плёнки при сканировании. Круги - красный канал, треугольники - зелёный

меньше в этой ориентации, чем в портретной ориентации [86]. Изменения чувствительности отклика плёнки в зависимости от стороны сканирования («верхняя» или «нижняя») незначительны (порядка 0,7% для доз выше 4 Гр), благодаря симметричной конфигурации слоя ЕВТ-3 [95]. Более того, при сканировании наблюдается отчётливое снижение формирования колец Ньютона, что подтверждает спецификацию производителя.

2.4.2 Постэкспозиционный эффект плёнки Gafchromic ЕВТ-3

Одним из главных недостатков полимерных плёнок является постэкспозиционный эффект, т.е. время, затрачиваемое на процесс полимеризации после облучения для полного формирования оттенка цвета, соответствующего величине поглощённой дозы. При использовании плёнки в условиях клиники, пострадиационное потемнение плёнки, определяется как время, при котором изменения в её цвете становятся достаточно малы и не приводят к существенным ошибкам при её использовании. Для 1-го поколения плёнок GAFCHROMIC ЕВТ-1 требовалось не менее 2 часов для завершения процесса, после чего можно было приступить к сканированию [44, 92, 93, 96]. Протоколы по сканированию плёнки ЕВТ-2 предлагают сканировать по истечении 8 часов после облучения. Однако по данным работ [91, 97] потемнение плёнки ЕВТ-2 наблюдалось даже через 5 дней, хотя и с гораздо меньшей скоростью, чем в первые 24 часа. Поэтому плёнки поколения ЕВТ-2 желательно сканировать через сутки, с дальнейшей проверкой через 5 дней [53].

Для оценки постэффекта плёнки ЕВТ-3, использовали несколько плёнок, облученных дозой 2 Гр. Плёнка сканировалась каждые пять минут после облучения в течение первых 30 минут. Далее сканирование проводилось раз в час (в течение 5 часов), а затем через 24 часа после облучения. Последнее сканирование проводилось через 5 суток. На рисунке 2.5 показана величина PV в зависимости от времени, прошедшего после облучения пленки для красного и зеленого канала сканирования. Как видно из графика 2.5 потемнение плёнки

быстро изменяется в течение первого часа, а далее изменение происходит медленнее вплоть до 24 часов. Сканирование через 5 суток даёт величину оптической плотности, совпадающую с с величиной оптической плотности, полученной через 24 часа, в пределах неопределённости. Таким образом, выдержка 24 часа может считаться оптимальной при использовании данной модели плёнок.

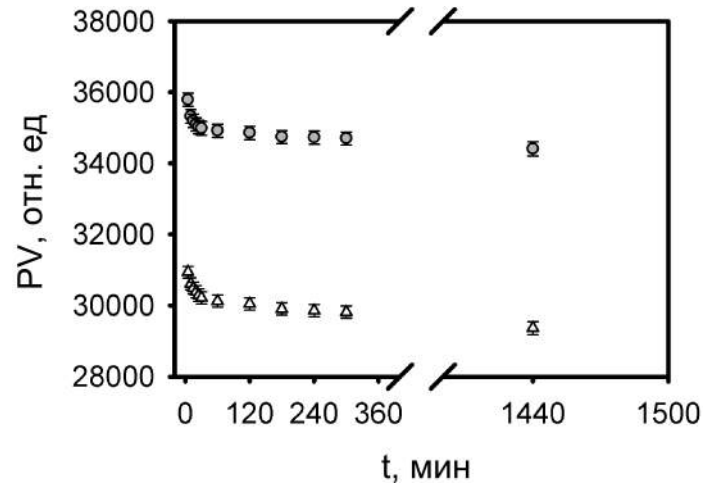


Рисунок 2.5: Пример изменения величины \overline{PV} в зависимости от времени, прошедшего после облучения плёнки для красного и зелёного канала сканирования. Круги - красный канал, треугольники - зелёный

2.4.3 Пьедестал сканера

Для получения значения числа отсчётов при сканировании в темном поле для нашего сканера было проведено три сканирования. На рисунке 2.6 приведены гистограммы числа отсчётов PV_{bckg} для одной из плёнок и всех трёх каналов цветности. Были получены следующие значения средних значений величин $\overline{PV_{bckg}}$ и их неопределённостей $\pm\sigma_{PV_{bckg}}$: $PV_{bckg}^r = 570 \pm 80$, $PV_{bckg}^g = 630 \pm 81$, $PV_{bckg}^b = 540 \pm 66$. Индексы r , g , b означают «красный», «зелёный» и «синий», соответственно. Величины неопределённостей указаны для доверительного интервала $P = 0,95$.

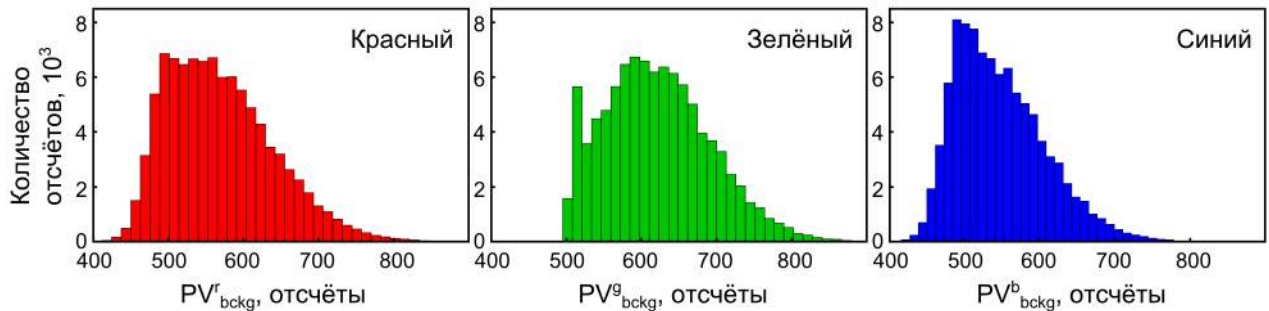


Рисунок 2.6: Пример гистограмм числа отсчётов PV_{bckg} для одной из плёнок для разных каналов цветности

2.4.4 Зависимость неопределённости от разрешения сканирования

Для проведения клинической дозиметрии необходимо иметь высокое пространственное разрешение детектора. Радиохромная плёнка дает возможность реализовать это [98]. Современные сканеры для плёнок позволяют проводить сканирование с разрешением до 9000 dpi, что соответствует размеру зерна 2,8 мкм. Однако, встает вопрос о неопределённости таких измерений, вызванных локальной неоднородностью плёнки и о величине этой неоднородности в зависимости от разрешения сканирования. Для проверки данного эффекта было проведено следующее измерение. Один и тот же кусочек пленки размером $5 \times 5 \text{ см}^2$ сканировался с различным разрешением в диапазоне от 75 до 1200 dpi (точек на дюйм). После этого брался центральный кусочек размером $1 \times 1 \text{ см}^2$, для которого вычислялось среднее значение величины \overline{PV} и среднеквадратичное отклонение σ_{PV} . При расчёте среднеквадратичного отклонения не учитывались точки, для которых $\overline{PV} - 5\sigma_{PV} < PV_i < \overline{PV} + 5\sigma_{PV}$, что позволяло избежать «выбросов». Полученная зависимость среднеквадратичного отклонения σ_{PV} от разрешения сканирования приведена на рисунке 2.7 для красного и зелёного каналов.

Из рисунка 2.7 можно видеть, что с ростом разрешения растёт неопределённость, что вызвано локальной неоднородностью плёнки. Поэтому для наших исследований мы выбрали разрешение 150 dpi, так как это, с одной стороны, обеспечивает размер пикселя $\simeq 0,17 \text{ мм}$, а с другой стороны достаточно небольшую величину неопределённости и небольшой размер файла изображения.

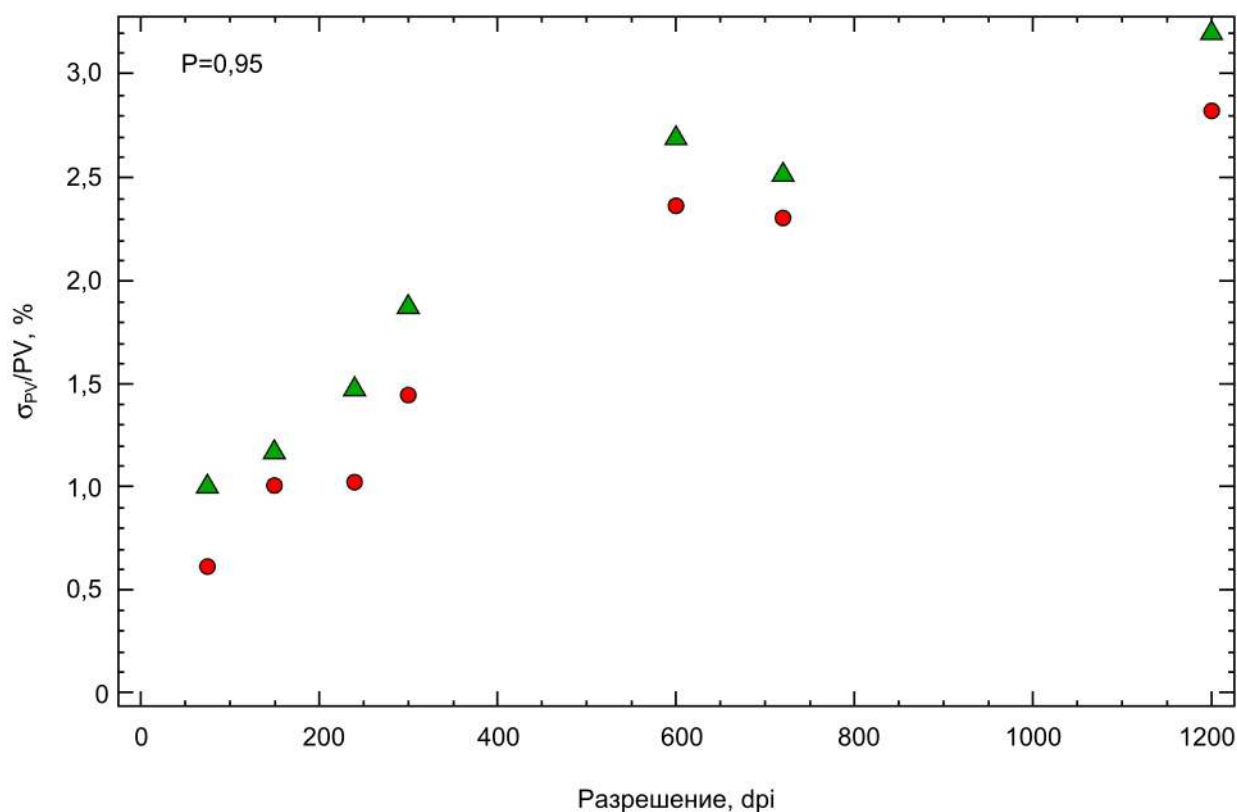


Рисунок 2.7: Пример зависимости неопределенности σ_{PV} от разрешения сканирования. Круги - красный канал, треугольники - зелёный

2.5 Выводы по главе 2

В рамках Главы 2 были исследованы основные характеристики полимерного дозиметра Gafchromic EBТ-3. Приведена информация производителя о структуре полимерной плёнки и основных характеристиках. Описан принцип калибровки плёнки дискретным набором доз на всем протяжении её чувствительности для любых типов частиц и энергий. Разработана методика оценки неопределённости, возникающей из-за локальной неоднородности плёнки. Проведено экспериментальное исследование зависимости сигнала сканера от ориентации плёнок при сканировании, исследован постэкспозиционный эффект, пьедестал сканера и зависимость локальной неоднородности от разрешения сканирования.

Анализ характеристик плёнки и процедур калибровки позволяет сделать следующие выводы:

1. 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 исследуемой плёнки до и после облучения.
2. Для каждой определенной дозиметрической системы на основе плёнок (определённая модель плёнки, планшетный сканер и дозиметрический протокол) калибровочные кривые могут отличаться. Следует также отметить, 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.

3. Калибровка должна охватывать весь предполагаемый диапазон измеряемых доз, поскольку экстраполяция нелинейных калибровочных кривых не рекомендуется. Так как в калибровочной кривой плёнки и характеристической кривой сканера наблюдается нелинейность в области малых доз, измерение доз до, примерно, 0,1 Гр должно проводиться с малым шагом по дозе. Далее прослеживается линейный участок кривой, который при больших дозах (больше $(3 \div 5)$ Гр) становится нелинейным. При ещё больших дозах (>40 Гр) может наблюдаться сильное потемнение плёнки, которое приводит к низкому отношению сигнал-шум и, соответственно, к росту ошибки.
4. 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 больших поглощённых доз.

Проведённое экспериментальное исследование характеристик плёнки показало, что:

1. Сканирование в ландшафтной и портретной ориентации даёт существенно разный результат по величине PV (разность в откликах порядка 4,5%). Таким образом, перед началом процедуры использования плёнок необходимо выбрать одно определённое положение плёнки относительно направления сканирования. При этом во всех процедурах использования плёнки следует придерживаться одной определенной ориентации плёнки.
2. Степень потемнения плёнки быстро изменяется в течение первого часа, а далее изменение происходит медленнее вплоть до 24 часов. Сканирование через 5 суток даёт оптическую плотность, совпадающую с оптической плотностью, полученной после 24 часов выдержки, в пределах неопределённости. Таким образом, выдержка 24 часа может считаться оптимальной при использовании данной модели плёнок.
3. Оптимальным с точки зрения неопределённости, пространственного разрешения и размера файла является режим сканирования плёнки с разрешением 150 dpi.

Разработанный метод и созданный программный код позволяет проводить калибровку плёнок, которая включает в себя расчёт средних значений оптической плотности по кусочку плёнки заданного размера, нахождение неопределённостей данной величины, построение калибровочной кривой, аппроксимации этой кривой выражением вида (2.3), нахождение параметров аппроксимации и их неопределённостей. Также код позволяет оценить ошибку нахождения неизвестной дозы с использованием облученных плёнок и полученных калибровочных кривых плёнок с учётом локальной неоднородности плёнки.

Глава 3

Оценка неопределённости измерения поглощённой дозы с помощью плёнок Gafchromic EBТ-3 на электронных и фотонных источниках различной энергии

В данной главе описана процедура и представлены результаты оценки неопределённостей измерения поглощённой дозы при использовании радиохромных плёнок семейства Gafchromic EBТ-3 на электронных и фотонных источниках различной энергии. Измерения проведены для фотонного пучка ускорителя Elekta Axesse с ускорительным потенциалом 10 МВ, электронного пучка этого же ускорителя с энергией 10 МэВ, электронного пучка интраоперационного бетатрона с энергией пучка 6 МэВ и фотонных пучков рентгеновских аппаратов при напряжениях от 50 кВ до 300 кВ. Оценка неопределённости, представленная в данной главе, учитывает только локальную неоднородность плёнок при их сканировании с разрешением 150 dpi. Оценка неоднородности проводилась при проведении калибровки радиохромных плёнок на указанных источниках излучения. Сравнение полученных калибровочных кривых также позволяет судить об особенностях отклика плёнок на излучение различной природы и энергии, что позволяет проверить утверждение производителя о слабой энергетической зависимости плёнок [98].

В работе использовались плёнки из партии #A04041202 и #A04041202 с полной толщиной 0,23 мм, которая может варьироваться в зависимости от партии к партии [44]. Диапазон измеряемых поглощённых доз согласно технической документации составляет (0,01 ÷ 40) Гр.

3.1 Калибровка плёнок и исследование неопределённостей на линейном ускорителе Elekta Axesse

3.1.1 Схема эксперимента на линейном ускорителе Elekta Axesse

Эксперимент был проведён на линейном терапевтическом ускорителе Elekta Axesse, который эксплуатируется в Новосибирском научно-исследовательском институте патологии кровообращения имени академика Е.Н. Мешалкина. В ходе эксперимента была проведена калибровка плёнки на фотонном пучке с ускорительным потенциалом 10 МВ в диапазоне поглощённых доз (0,5 ÷ 40) Гр и на электронном пучке с энергией 10 МэВ в диапазоне поглощённых доз (0,5 ÷ 30) Гр. На рисунке 3.1 показана геометрия облучения плёнок и измерения поглощённой дозы в данном эксперименте.

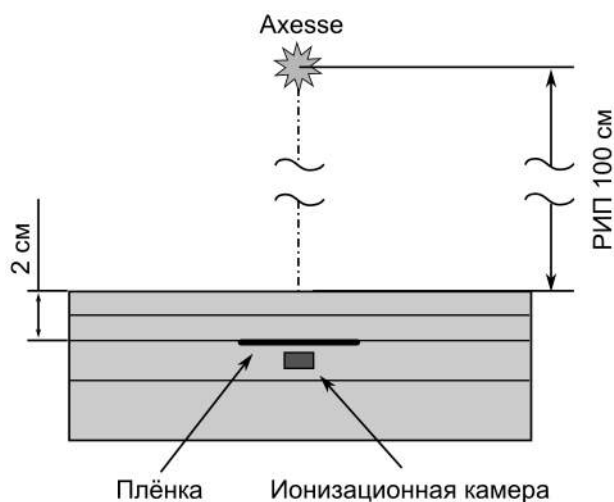


Рисунок 3.1: Схема облучения плёнки ЕВТ-3 фотонным и электронным пучком на линейном ускорителе Elekta Axesse

Облучение плёнок размером $5 \times 5 \text{ см}^2$ производилось при стандартных условиях: размер поля - $10 \times 10 \text{ см}^2$, расстояние источник-ось ионизационной камеры (РИО) - 100 см. Мощность дозы ускорителя составляла $(460 \pm 50) \text{ МЕ/мин}$, что соответствует $(4,6 \pm 0,5) \text{ Гр/мин}$. Каждая плёнка укладывалась в твёрдотельном фантоме (фантом для MatriXX (Ser.№13042, IBA Dosimetry, Германия), плотность пластика $1,062 \text{ г/см}^3$ [99]) перпендикулярно оси пучка.

Благодаря известным данным по глубинным распределениям поглощённой дозы в водном фантоме были определены глубины дозных максимумов для фотонных и электронных пучков с энергией 10 МВ и 10 МэВ, соответственно. Также линейный ускоритель был откалиброван по величине поглощённой дозы относительно Мониторных Единиц (МЕ) для электронных и фотонных пучков. Поглощенная доза, доставляемая плёнке, измерялась клиническим дозиметром DOSE1 [100] с использованием цилиндрической ионизационной камеры типа Farmer FC65-P (S/N 2519), предназначенной для абсолютной дозиметрии фотонного и электронного излучения в диапазоне энергий (1,3 ÷ 50) МэВ. Диаметр камеры составлял 6,5 мм, активный объем - $0,65 \text{ см}^3$. В эксперименте использовалась специальная пластина для

установки данного типа камеры, которая позволяет точно фиксировать положение камеры при измерениях. Толщина материала фантома между плёнкой и ионизационной камерой составляла 5 мм. С учётом эффективной точки измерения ($P_{eff} = 0,5r_{cav}$) для цилиндрических камер, расстояние источник – поверхность (РИП) составляло 97,5 см. Непосредственно перед началом облучения плёнок, были измерены и вычислены все необходимые поправки для ионизационной камеры (P_{pol}, P_{ion}, P_{tp}) для получения скорректированного значения заряда.

Определение поглощённой дозы с помощью ионизационной камеры проводилось в соответствии с протоколами, описанными в главе 1.

Глубина дозного максимума в среде, равная $d_{max}^w = 2,5$ см для фотонного пучка с ускорительным потенциалом 10 МВ была пересчитана в глубину дозного максимума для твердотельного фантома с учётом его плотности и составила $d_{max}^{solid} = 2,6$ см ($c_{med} = 0,958$). На этой глубине проводилось облучение плёнок.

Для фотонного пучка величина параметра $\%dd(10)_x = 73\%$, а величина параметра $TPR_{10,20} = 0,738$, что соответствует величине поправочного коэффициента $k_Q = 0,985$ по обоим протоколам TG-51 и TRS-398 [37, 41].

Глубина референсной точки (d_{ref}) для электронного пучка с энергией 10 МэВ составила 2,2 см в воде ($d_{max}^w = 2,24$ см, $R_{50} = 3,81$ см). В твердотельном фантоме $d_{ref}^{solid} = 2,2$ см. На этой глубине проводилось облучение плёнок. Для электронного пучка было рассчитано значение параметра $P_{gr} = 0,998$.

Для расчёта поглощённой дозы электронного пучка, измеряемой камерой в твердотельном фантоме, использовалась формула (1.31). Значение произведения $\left[\left(\frac{\bar{I}}{\rho}\right)_{coll}\right]_{med}^{water} [\phi]_{water}^{med} = 1,068$. Параметр качества электронного пучка $R_{50} = 4,33, \text{г/см}^2$. Согласно протоколу TRS-398 [41] параметр $k_Q^{TRS-398} = 0,898$ для используемой камеры. Согласно протоколу TG-51 [37] параметр $k_Q^{TG-51} = P_{gr}^Q \cdot k_{ecal} \cdot k'_{R_{50}} = 0,998 \cdot 0,885 \cdot 1,012 = 0,894$. В данном случае совпадение в пределах 0,5%, что позволяет пренебречь различием и использовать данные какого-либо одного протокола. Мы будем использовать данные протокола TRS-398 [41].

3.1.2 Результаты эксперимента на линейном ускорителе Elekta Axesse

Фотонное излучение

Данные по потемнению плёнки брались из области интереса размером $1 \times 1 \text{ см}^2$. Калибровка приведена для красного и зелёного каналов, так как они являются наиболее чувствительными к излучению. Значения PV_{bckg} приведены в разделе 2.4.2. Величины PV_{before} были получены при сканировании трёх необлученных плёнок перед облучением. При вычислении среднего значения \overline{PV} использовалась аппроксимация соответствующего набора значений PV из области интереса распределением Гаусса. При этом из имеющихся значений убирались «выбросы» - точки находящиеся за пределами границы $\pm 5\sigma$, где σ - СКО распределения. Эти выбросы заменялись на среднее значение двух соседних пикселей. Процедура повторя-

лась до тех пор, пока не убирались все выбросы. В результате были получены значения $\overline{PV_{before}^r} = 47000 \pm 320$ и $\overline{PV_{before}^g} = 44000 \pm 400$ при доверительном интервале $P = 0,95$.

Полученные калибровочные зависимости были аппроксимированы выражением вида (2.3):

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (11,8 \pm 0,6)NetOD + (79 \pm 3,8)NetOD^{(6,3 \pm 0,3)} \\ D_{fit}^g &= (16,9 \pm 0,5)NetOD + (30,0 \pm 0,4)NetOD^{(2,7 \pm 0,07)} \end{aligned} \quad (3.1)$$

На рисунке 3.2 приведены экспериментальные зависимости поглощённой дозы, измеренной ионизационной камерой (D_{ref}), от чистой оптической плотности ($NetOD$), которая рассчитана по формуле (2.2). Неопределённость для поглощённой дозы составляет 2%, неопределённость для вычисленной чистой оптической плотности рассчитана по формуле (2.5) для доверительного интервала $P = 0,95$. Также показаны рассчитанные калибровочные кривые (3.1).

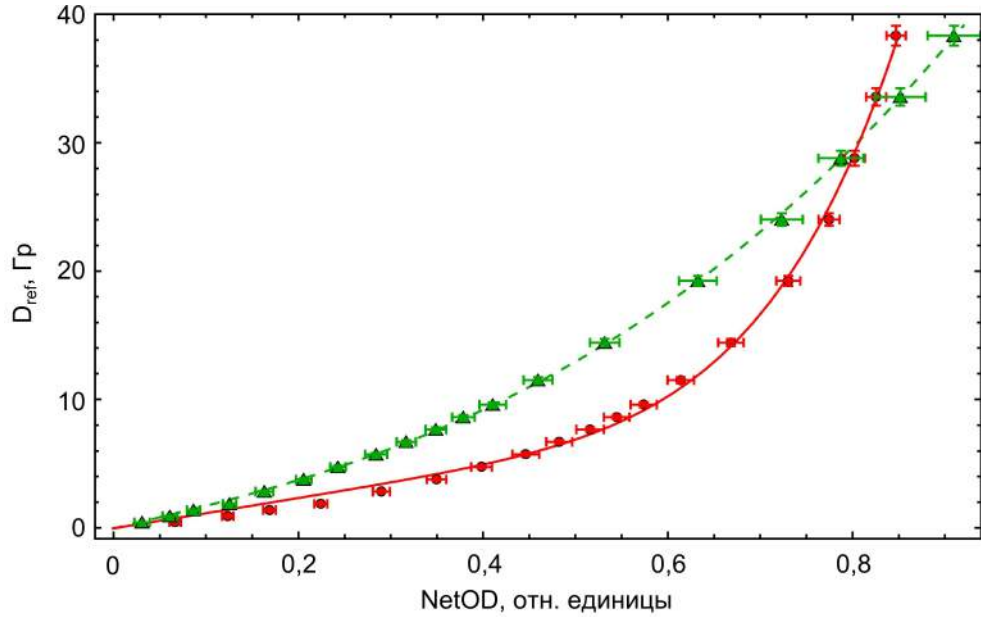


Рисунок 3.2: Зависимость поглощённой дозы от чистой оптической плотности для красного и зелёного каналов при облучении плёнки ЕВТ-3 фотонным пучком на линейном ускорителе и калибровочные кривые (3.1). Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал, сплошная красная линия - D_{fit}^r , пунктирная зелёная линия - D_{fit}^g

Из рисунка 3.2 и параметров неопределённостей выражения (3.1) видно, что зелёный канал лучше аппроксимирует полученные экспериментальные данные во всем диапазоне поглощённых доз. Для наглядной иллюстрации этого процесса была построена зависимость общей неопределённости измерения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых в виде $\frac{\Delta D_{fit}}{D_{fit}}$, где ΔD_{fit} определяется выражением (2.9) для доверительного интервала $P = 0,95$, от чистой оптической плотности для облученных в ходе калибровки плёнок. Данная зависимость представлена на рисунке 3.3. Зависимость вида $\frac{\Delta D_{fit}}{D_{fit}}$ позволяет судить о величине

неопределённости, получаемой в процессе измерения поглощённой дозы с использованием плёнок.

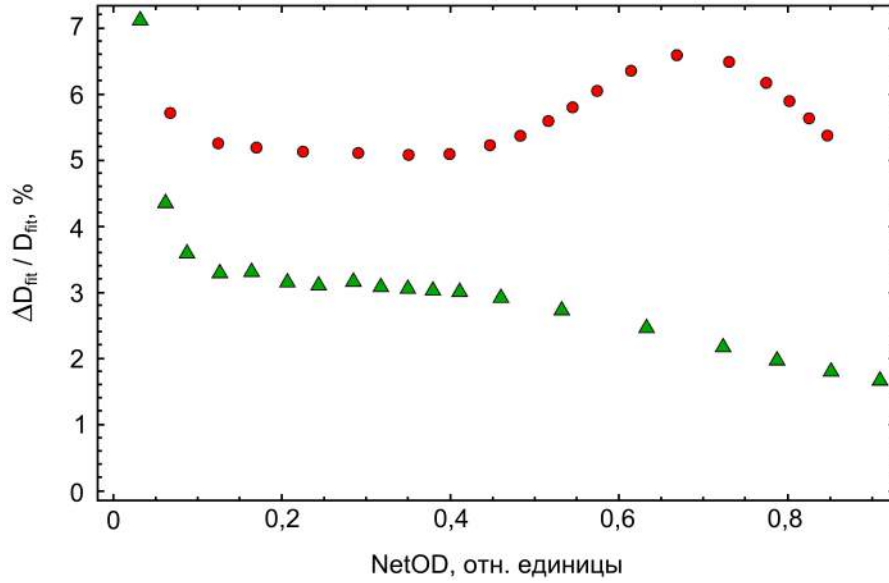


Рисунок 3.3: Зависимость общей неопределённости измерения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых от чистой оптической плотности для облученных в ходе калибровки плёнок для фотонного излучения ускорителя Elekta Axesse. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

Электронное излучение

В ходе калибровки плёнок с использованием электронного пучка были получены зависимости, которые были аппроксимированы выражением (2.3):

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (10,2 \pm 0,3)NetOD + (56 \pm 2)NetOD^{(4,8 \pm 0,16)} \\ D_{fit}^g &= (16,2 \pm 0,3)NetOD + (29,0 \pm 0,2)NetOD^{(2,46 \pm 0,05)} \end{aligned} \quad (3.2)$$

На рисунке 3.4 приведены экспериментальные зависимости поглощённой дозы (D_{ref}) от чистой оптической плотности ($NetOD$), которая рассчитана по формуле (2.2). Неопределённость поглощённой дозы составляет 2%, неопределённость для вычисленной чистой оптической плотности рассчитана по формуле (2.5) для доверительного интервала 0,95. Также показаны рассчитанные калибровочные кривые (3.2)

На рисунке 3.5 представлена зависимость общей неопределённости определения неизвестной дозы на основе калибровочных кривых в виде $\frac{\Delta D_{fit}}{D_{fit}}$, где ΔD_{fit} определяется выражением (2.9) для доверительного интервала 0,95, от чистой оптической плотности для облученных в ходе калибровки плёнок.

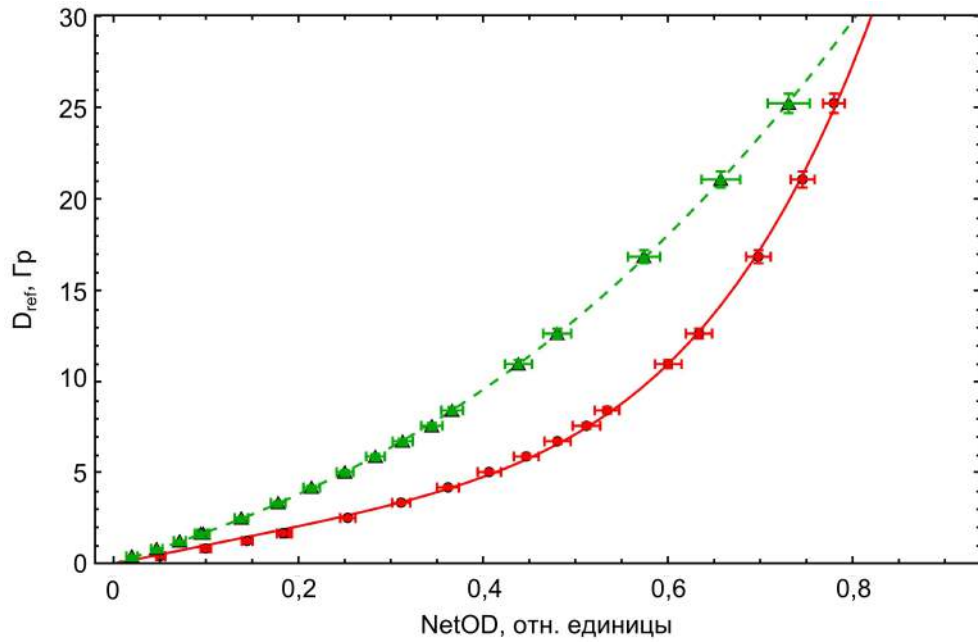


Рисунок 3.4: Зависимость поглощённой дозы от чистой оптической плотности для красного и зелёного каналов при облучении плёнки ЕВТ-3 электронным пучком на линейном ускорителе и калибровочные кривые (3.2). Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал, сплошная красная линия - D_{fit}^r , пунктирная зелёная линия - D_{fit}^g

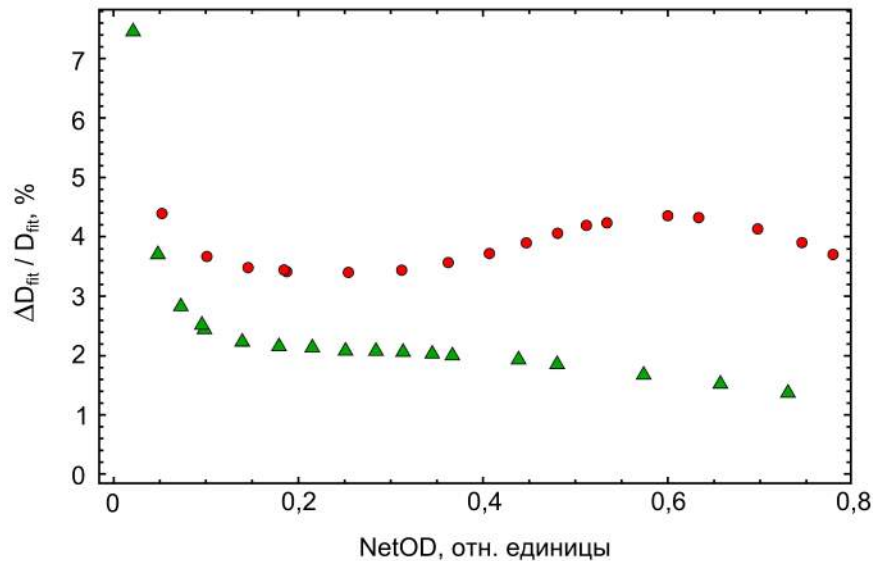


Рисунок 3.5: Зависимость общей неопределённости измерения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых от чистой оптической плотности для облученных в ходе калибровки плёнок для электронного излучения ускорителя Elekta Axesse с энергий 10 МэВ

3.1.3 Сравнение результатов калибровки на линейном ускорителе Elekta Axesse для электронного и фотонного пучков

На рисунке 3.6 представлены сравнения калибровочных кривых, полученных для ускорителя Elekta Axesse для фотонного и электронного излучения для зелёного и красного кана-

лов. Из рисунка 3.6 видно, что как для красного, так и для зелёного каналов калибровочные кривые для фотонов и электронов совпадают достаточно хорошо.

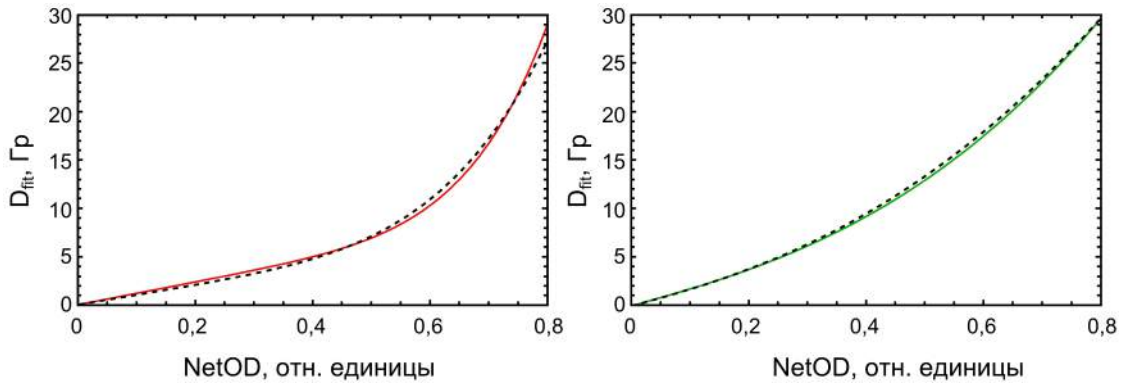


Рисунок 3.6: Сравнение калибровочных кривых для электронного и фотонного излучения ускорителя Elekta Axesse. Слева сравнение для красного канала (красная кривая - фотоны, черная - электроны), справа - для зелёного канала (зелёная кривая - фотоны, черная - электроны).

Для детального наглядного сравнения были построены рисунки 3.7, на которых представлено отношение аппроксимационных кривых (3.2) и (3.2) в виде их отношения $\frac{D_{fit}^{electron}}{D_{fit}^{photon}}$ для каждого канала в зависимости от оптической плотности (референсной дозы). Для удобства сравнения рисунки представлены в одинаковом масштабе.

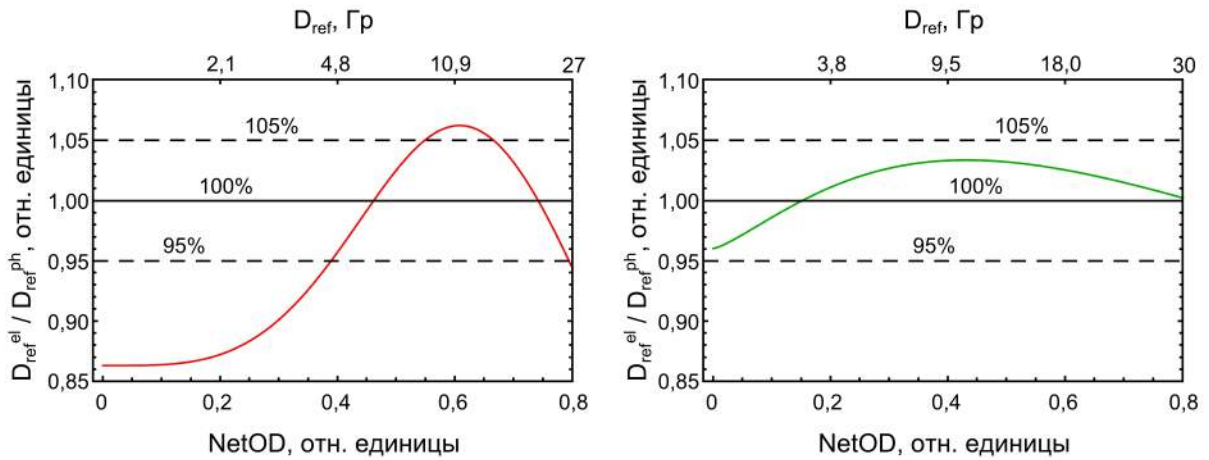


Рисунок 3.7: Сравнение калибровочных кривых для электронного и фотонного излучения ускорителя Elekta Axesse в виде $\frac{D_{fit}^{electron}}{D_{fit}^{photon}}$. Слева сравнение для красного канала, справа - для зелёного канала.

Из сравнения рисунков 3.7 видно, что совпадения аппроксимационных кривых для красного канала чуть хуже, чем для зелёного канала, так как для красного канала отношение $\frac{D_{fit}^{electron}}{D_{fit}^{photon}}$ лежит в диапазоне значений $(0,86 \div 1,06)$, а для зелёного канала - в диапазоне значений $(0,96 \div 1,04)$.

Как видно из рисунков 3.3 и 3.5, в случае электронного пучка аппроксимация прошла лучше, так как неопределённости измерения поглощённой дозы лежат в пределах 4,5% для

красного канала. Для зелёного канала неопределённости находятся (за исключением области малых оптических плотностей) в диапазоне 2%.

Для того, чтобы показать сравнение калибровочных кривых для электронного и фотонного пучков с учетом неопределённостей аппроксимации был построен рисунок 3.8. Неопределённости аппроксимации учитываются в выражении (2.8) для оценки неточности калибровочной кривой. Так как мы находим отношение двух калибровочных кривых в виде:

$$f(x,y) = \frac{y}{x}, \quad (3.3)$$

где $y = D_{fit}^{electron}$, а $x = D_{fit}^{photon}$, и мы знаем неопределённости Δx и Δy , то функция f с учётом её ошибки Δf может быть выражена как:

$$f(x,y) \pm \Delta f = \frac{y}{x} \pm \sqrt{\left(\frac{\Delta y}{x}\right)^2 + \left(\frac{y\Delta x}{x^2}\right)^2}, \quad (3.4)$$

где неопределённости Δx и Δy даются выражением (2.8).

На рисунке 3.8 черной кривой показано отношение $\frac{D_{fit}^{electron}}{D_{fit}^{photon}}$, а верхняя и нижняя границы заданы, соответственно, положительной и отрицательной ветвью выражения (3.4).

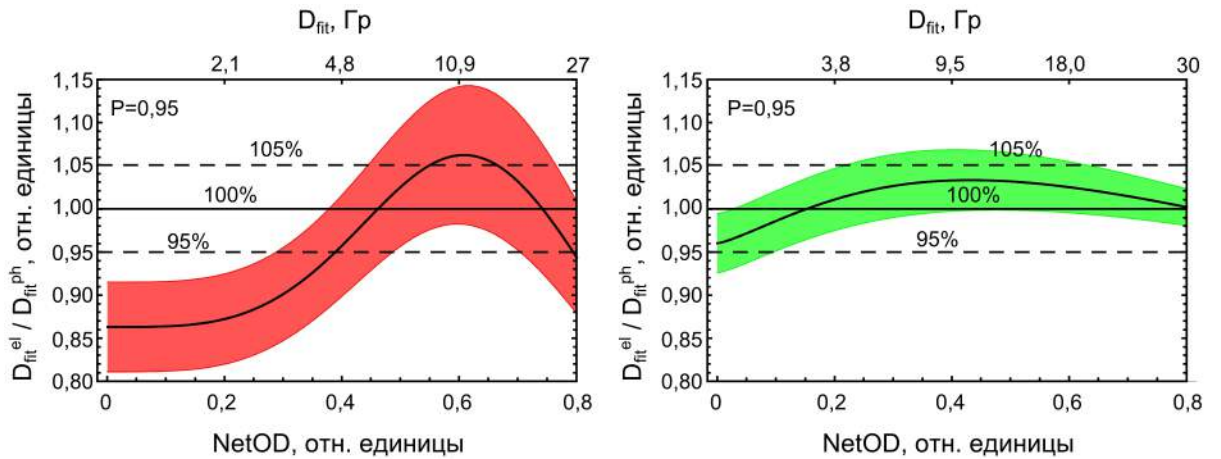


Рисунок 3.8: Сравнение калибровочных кривых для электронного и фотонного излучения ускорителя Elekta Axesse в виде $\frac{D_{fit}^{electron}}{D_{fit}^{photon}}$ с учётом неопределённостей аппроксимации. Слева сравнение для красного канала, справа - для зелёного канала.

Из рисунка 3.8 видно, что совпадение калибровочных кривых по красному каналу находится в пределах от $(0,86 \div 1,06)$, а максимальная неопределённость доходит до $\pm 8\%$ (в области оптических плотностей $NetOD \simeq 0,6$). Совпадение по зелёному каналу несколько лучше, так как отношение кривых лежит в диапазоне значений $(0,96 \div 1,04)$, а максимальная неопределённость составляет $\pm 4\%$ (в области оптических плотностей $NetOD \simeq 0,5$).

По результатам калибровки плёнок на ускорителе Elekta Axesse можно сделать вывод, что утверждение производителя об одинаковой чувствительности плёнок к различным видам излучения подтверждается результатами данных измерений, т.е. не имеется существен-

ного различия в калибровочных кривых для фотонного и электронного пучков с энергиями 10 МэВ. При этом следует отметить, что полученные калибровочные кривые для обоих видов излучения хорошо описываются выражением вида (2.3).

Полученные в результате эксперимента оценки неопределённости измерения неизвестной дозы показывают, что зелёный канал является предпочтительным при облучении плёнок поглощёнными дозами больше чем 0,5 Гр, так как в этом случае значения неопределённостей, вызываемые локальной неоднородностью и ошибками аппроксимации, как для фотонного, так и для электронного пучка находятся в пределах 4% (доверительная вероятность $P = 0,95$). Это, в принципе, позволяет использовать плёнку для проведения количественной клинической дозиметрии.

Сравнение калибровочных кривых для фотонного и электронного пучков с учётом ошибок аппроксимации показывает, что данные кривые лучше совпадают для зелёного канала цветности, что также делает предпочтительным его использование.

Полученные данные показывают, что при измерении с помощью плёнок поглощённой дозы, равной 1 Гр получатся следующие неопределённости, вызванные ошибкой аппроксимации: $\Delta D_{red}^{photon} = \pm 5\%$, $\Delta D_{green}^{photon} = \pm 3\%$, $\Delta D_{red}^{electron} = \pm 3,2\%$, $\Delta D_{green}^{electron} = \pm 1,8\%$. Если учесть ещё и локальную неоднородность, то получатся следующие значения $\Delta D_{red}^{photon} = \pm 5,5\%$, $\Delta D_{green}^{photon} = \pm 4,5\%$, $\Delta D_{red}^{electron} = \pm 3,7\%$, $\Delta D_{green}^{electron} = \pm 3,2\%$. Такой высокий уровень влияния локальной неоднородности не позволяет измерять поглощённые дозы на уровне 1 сГр, как заявлено производителем. Так, при уровне дозы 10 сГр неопределённость, учитывающая локальную неоднородность составляет уже 15% для случая красного канала и электронного пучка. Для уровня поглощённой дозы порядка 1 сГр эта неопределённость составит уже 150%, что однозначно не позволяет использовать плёнку семейства Gafchromic EBT-3 для дозиметрии таких малых значений поглощённых доз.

3.2 Калибровка плёнок и исследование неопределённостей на выведенном электронном пучке бетатрона с энергией 6 МэВ

3.2.1 Схема эксперимента на бетатроне с энергией 6 МэВ

Для калибровки плёнки на выведенном пучке бетатрона с энергией 6 МэВ использовался бетатрон для ИОЛТ (НИИ Онкологии СО РАМН, г. Томск). Дозиметрические характеристики выведенного электронного пучка были измерены с помощью плёнок. Подробное описание процедуры измерения может быть найдено в Главе 4. В данном разделе описана процедура калибровки плёнок и оценки неопределённостей на этом источнике.

Для калибровки плёнки на выведенном электронном пучке бетатрона использовалось следующее оборудование: электрометр Unidose-E (PTW Freiburg, Германия), плоскопарал-

лельная ионизационная камера PTW 23342 Freiburg Markus, предназначенная для абсолютной дозиметрии электронных пучков в диапазоне энергий ($2 \div 45$) МэВ (активный объём - $0,055 \text{ см}^3$ [101]), и твердотельный фантом RW3 Slap Phantom T29672 (плотность чистого полистирена $1,045 \text{ г/см}^3$) [102]. Измерение величин поглощённых доз бетатрона проводилось с использованием ионизационной камеры до калибровки плёнки в зависимости от времени экспозиции, так как на бетатроне отсутствует выходной дозиметр. Контроль значений поглощённой дозы при облучении плёнок проводился контрольной ионизационной камерой.

Калибровка плёнки была выполнена в диапазоне поглощённых доз от 1 Гр до 25 Гр с шагом ($1 \div 3$) Гр. Измерение характеристик глубинного распределения в водном фантоме позволило определить следующие значения величин: $R_{50}^w = 2,1 \text{ см}$, $d_{max}^w = 1,0 \text{ см}$ и $d_{ref}^w = 1,0 \text{ см}$. Значения этих величин в твердотельном фантоме составили (округлено до 1 мм) $R_{50}^{solid} = 2,1 \text{ см}$, $d_{max}^{solid} = 1,0 \text{ см}$ и $d_{ref}^{solid} = 1,0 \text{ см}$.

Для расчёта величины поглощённой дозы, измеряемой камерой в твердотельном фантоме использовалась формула (1.31). Значение произведения $\left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{coll}\right]_{med}^{water} [\phi]_{water}^{med} = 1,072$. Параметр качества электронного пучка $R_{50} = 2,2, \text{ г/см}^2$. Согласно протоколу TRS-398 [41] параметр $k_Q^{TRS-398} = 0,924$ для используемой камеры. Согласно протоколу TG-51 [37] параметр $k_Q^{TG-51} = P_{gr}^Q \cdot k_{ecal} \cdot k'_{R_{50}} = 1 \cdot 0,905 \cdot 1,040 = 0,941$. В данном случае имеем совпадение в пределах $1,8\%$, что не позволяет пренебречь различием и использовать данные какого-либо одного протокола. Мы будем использовать усреднённые данные, а именно $k_Q = 0,933$.

Калибровка плёнок проводилась при следующих условиях РИП= $100 \pm 5 \text{ см}$, диаметр круглого поля 8 см. Плёнки располагались на референсной глубине. Также для контроля стабильности бетатрона использовалась ионизационная плоскопараллельная камера без колпачка, которая располагалась непосредственно за плёнкой. Схема облучения плёнок электронным пучком с энергией 6 МэВ представлена на рисунке 3.9.

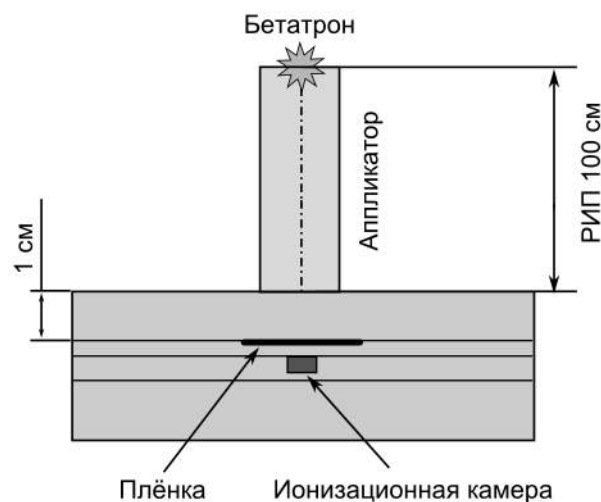


Рисунок 3.9: Схема облучения плёнки ЕВТ-3 выведенным электронным пучком на бетатроне с энергий 6 МэВ

3.2.2 Результаты измерений на выведенном электронном пучке бетатрона с энергией 6 МэВ

В ходе калибровки плёнок были получены зависимости, которые были аппроксимированы выражением (2.3):

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (10,3 \pm 0,3)NetOD + (59,2 \pm 2,6)NetOD^{(4,61 \pm 0,16)} \\ D_{fit}^g &= (16,5 \pm 0,5)NetOD + (34,2 \pm 0,7)NetOD^{(2,59 \pm 0,09)} \end{aligned} \quad (3.5)$$

На рисунке 3.10 представлены измеренные зависимости величины поглощённой дозы, измеренной с помощью ионизационной камеры, от чистой оптической плотности для электронного пучка бетатрона с энергией 6 МэВ. Зелеными треугольниками показаны экспериментальные данные для зелёного канала цветности, штрихованной кривой - аппроксимация (3.5) для этого канала. Красными кругами показаны экспериментальные данные для красного канала цветности, сплошной кривой - аппроксимация (3.5) для этого канала.

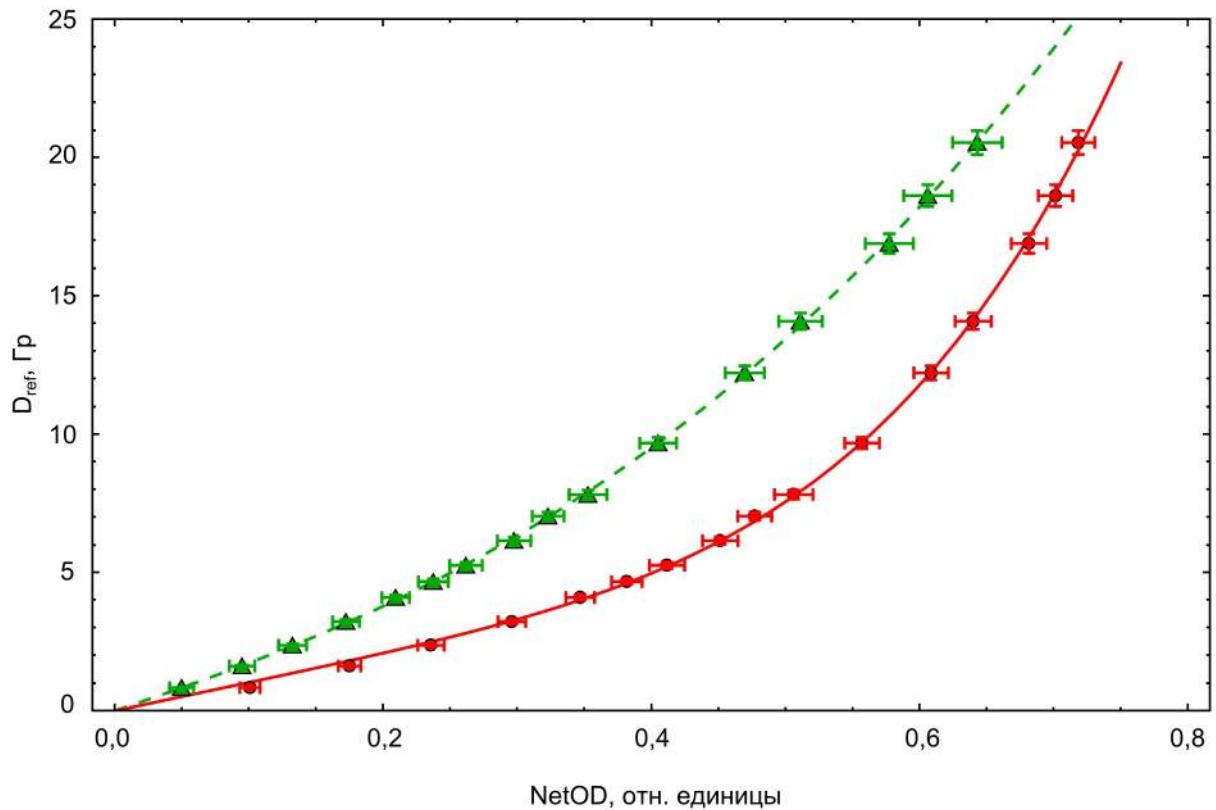


Рисунок 3.10: Зависимость поглощённой дозы, измеренной ионизационной камерой, от чистой оптической плотности (красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал) и калибровочные кривые (3.5) (красная сплошная кривая - красный канал, зелёная штрихованная кривая - зелёный канал)

На рисунке 3.11 представлена зависимость неопределённости измерения поглощённой дозы от чистой оптической плотности. По оси ординат отложено выражение вида $\frac{\Delta D_{fit}}{D_{fit}}$, где D_{fit} получены на основе аппроксимационных кривых (3.5), а ΔD_{fit} определяется выражением

ем (2.9) для доверительного интервала $P = 0,95$. Данные по средней оптической плотности ($NetOD$) и её неопределённости взяты из плёнок, подвергавшихся облучению при построении аппроксимационных кривых (3.5).

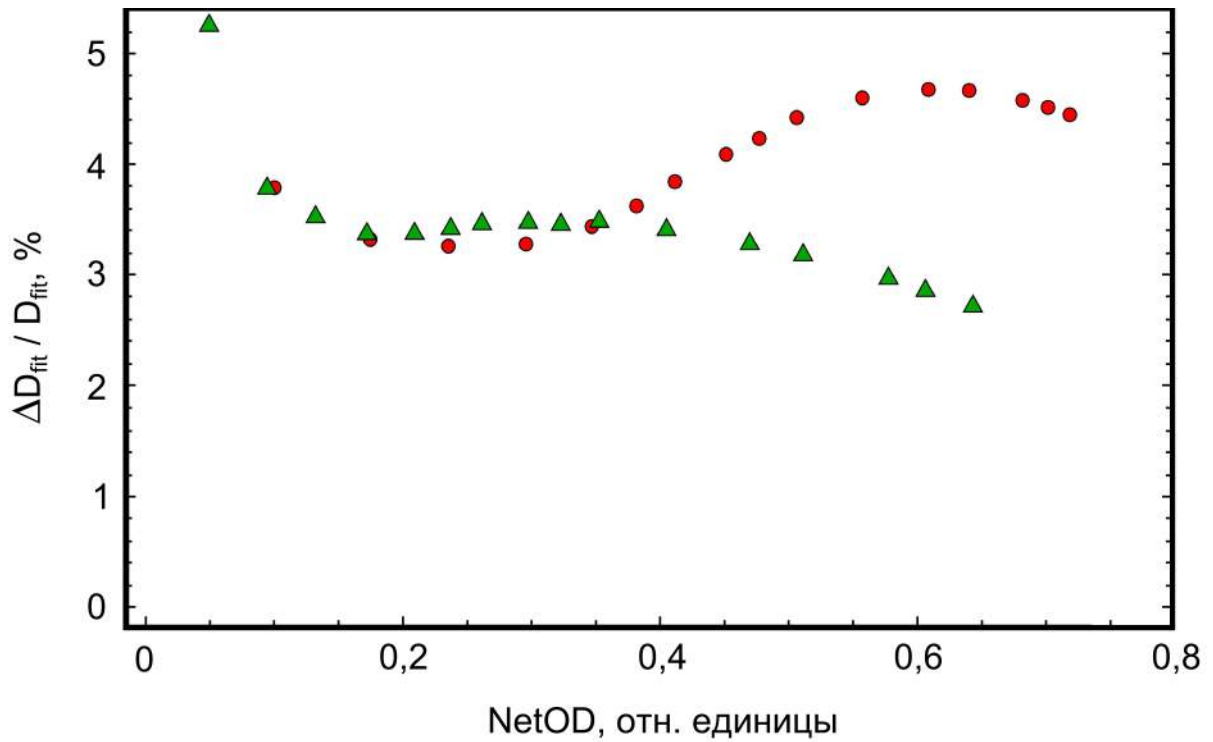


Рисунок 3.11: Зависимость неопределённости измерения поглощённой дозы от чистой оптической плотности на бетатроне 6 МэВ. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

Полученные данные показывают, что для при измерении с помощью плёнок дозы, равной 1 Гр получатся следующие неопределённости, вызванные ошибкой аппроксимации: $\Delta D_{red}^{electron6MeV} = \pm 2,6\%$, $\Delta D_{green}^{electron6MeV} = \pm 2,9\%$. Если учесть ещё и локальную неоднородность, то получатся следующие значения $\Delta D_{red}^{electron6MeV} = \pm 3,9\%$, $\Delta D_{green}^{electron6MeV} = \pm 4,3\%$.

3.2.3 Сравнение результатов калибровки на электронных пучках ускорителя Elekta Axesse и бетатрона с энергией 6 МэВ

На рисунке 3.12 показано сравнение калибровочных зависимостей, полученных на электронных пучках ускорителя Elekta Axesse и бетатрона с энергией 6 МэВ, для зелёного и красного каналов. Из рисунка 3.12 видно, что калибровочные кривые для электронных пучков с энергиями 10 МэВ и 6 МэВ согласуются достаточно хорошо на всём интервале оптических плотностей. Согласие для зелёного канала лучше, чем для красного в области больших доз.

На рисунке 3.13 показано детальное сравнение калибровочных кривых для электронных пучков с энергиями 10 МэВ и 6 МэВ в виде отношения $\frac{D_{fit}^{6MeV}}{D_{Axesse}^{fit}}$ в зависимости от оптической плотности. Сравнение приведено для обоих каналов. По аналогии с рисунком 3.8 были построены границы неопределённости, учитывающие неточности проведённой аппроксимации.

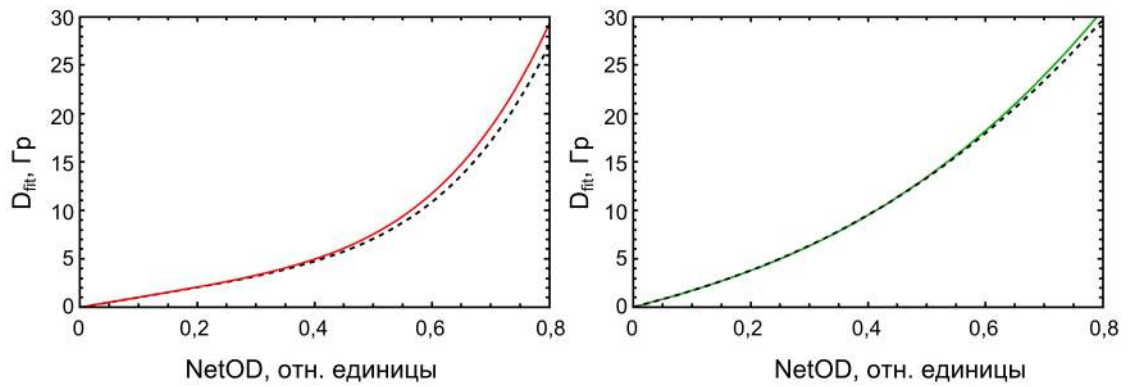


Рисунок 3.12: Сравнение калибровочных зависимостей, полученных на электронных пучках ускорителя Elekta Axesse (черные штрихованные кривые) и бетатрона с энергией 6 МэВ (сплошные кривые), для зелёного (справа) и красного (слева) каналов

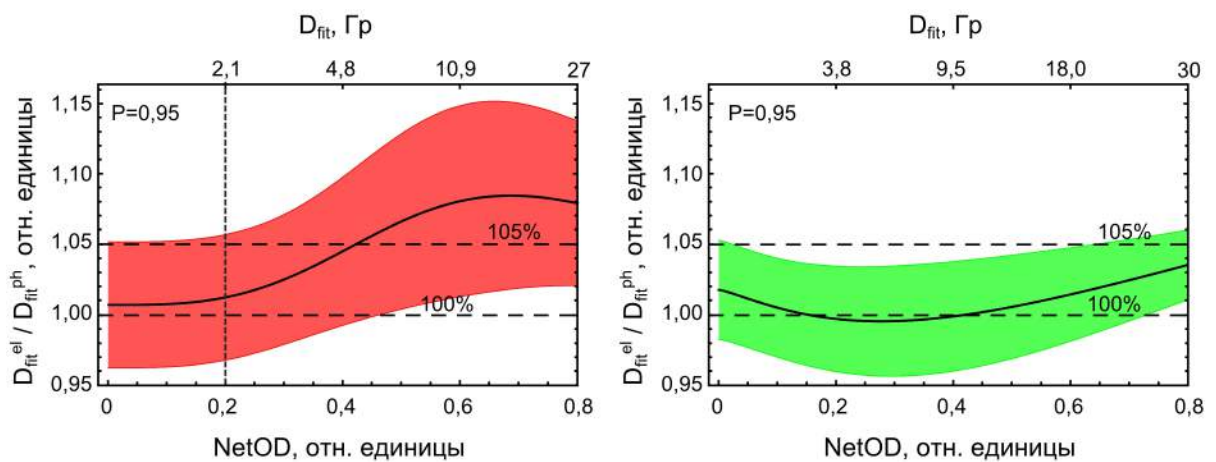


Рисунок 3.13: Сравнение калибровочных кривых для электронных пучков с энергиями 10 МэВ и 6 МэВ с учётом неопределённостей аппроксимации. Слева - красный канал, справа - зелёный канал

Из рисунка 3.13 видно, что для красного канала отношение калибровочных кривых с учётом возможной неопределённости находится в диапазоне $1_{-0,04}^{+0,085}$, а для зелёного канала в диапазоне $1_{-0,045}^{+0,06}$. Полученные результаты совпадения калибровочных кривых для электронных пучков высоких энергий показывают, что возможно использовать одну калибровочную кривую для пучков в диапазоне энергий, как минимум, (6 ÷ 10) МэВ. Красный канал возможно использовать для величин поглощённых доз, не превышающих 2 Гр. Зелёный канал более предпочтителен для использования в широком диапазоне поглощённых доз.

3.3 Калибровка плёнок и исследование неопределённостей на пучках рентгеновского излучения

Калибровка плёнок на пучках рентгеновского излучения проводилась с использованием двух рентгеновских аппаратов РАП-160-5 (максимальное напряжение 160 кВ, максимальный ток при максимальном напряжении 5 мА, импульсный режим работы, воздушное охлажде-

ние) и Comet MXR-451HP/11 (максимальное напряжение 450 кВ, максимальный ток при максимальном напряжении 3,3 мА, непрерывный режим работы, масляное охлаждение). Калибровка плёнок на аппарате РАП-160-5 проводилась в водном фантоме при напряжениях (50 ÷ 150) кВ, на аппарате Comet MXR-451HP/11 в воздухе и в водном фантоме при напряжениях (150 ÷ 300) кВ. Измерение доз рентгеновских аппаратов проводилось до калибровки плёнки в зависимости от времени экспозиции, так как на аппаратах отсутствуют выходные дозиметры. Контроль дозы при облучении плёнок проводился по показаниям контрольной ионизационной камеры.

3.3.1 Схема эксперимента на рентгеновском аппарате РАП-160-5

Плёнки облучались на рентгеновском аппарате РАП 160-5, при напряжениях 50 кВ, 70 кВ, 100 кВ, 120 кВ и 150 кВ в воде, в диапазоне поглощённых доз от 0,2 до 2 Гр. Расстояние от фокуса рентгеновской трубки до детектора (эффективная точка измерения) составляло 200 мм [103], размер коллиматора 30 мм в диаметре. Схема облучения представлена на рисунке 3.14.

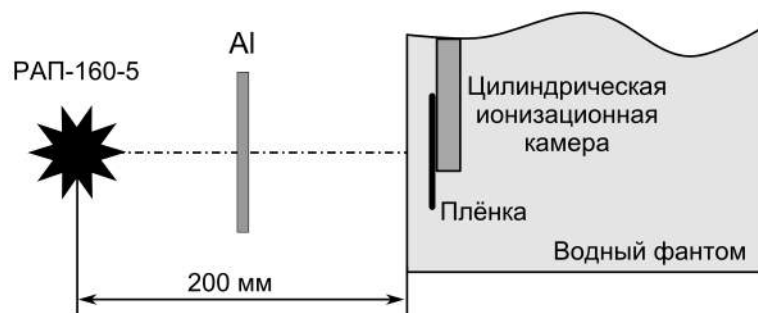


Рисунок 3.14: Схема облучения плёнки ЕВТ-3 на рентгеновском аппарате РАП-160-5 при напряжениях (50 ÷ 150) кВ

Во время калибровки плёнок рентгеновским пучком при анодном напряжении 50 кВ, 70 кВ, 100 кВ, 120 кВ и 150 кВ использовалась цилиндрическая камера РТW-Freiburg №30013 [104], которая предназначена для измерения поглощённой дозы в воде в диапазоне регистрируемых энергий (0,03 ÷ 50) МэВ фотонных и электронных пучков, активный объём - 0,6 см³. При установке в водный фантом РТW 4322 [105] камера находилась в специальном водозащитном колпачке ($\rho = 1.19 \text{ г/см}^3$) с толщиной 1 мм. Воздушный промежуток между стенкой камеры и водонепроницаемой насадкой достаточен, чтобы установилось атмосферное давление воздуха в камере. Эффективная точка измерения данной камеры находилась на оси пучка в центре камеры. Камера располагалась на глубине в водном фантоме равном 2 см водного эквивалента. Для данной геометрии облучения при каждом напряжении рентгеновской трубки были измерены толщины СПО (Al), которые были равны 1,3 мм, 1,8 мм, 2,5 мм, 3,2 мм и 4,5 мм для 50 кВ, 70 кВ, 100 кВ, 120 кВ и 150 кВ, соответственно.

Плёнка прикреплялась вплотную к колпачку камеры по центру активного объёма камеры и погружалась в воду. Камера вместе с плёнкой были выставлены по оси пучка.

3.3.2 Схемы экспериментов на рентгеновском аппарате Comet MXR-451HP/11

Как было отмечено в разделе 1.2.2 для ортовольтного рентгеновского излучения (диапазон $(100 \div 300)$ кВ) возможно проведение дозиметрии как в водном фантоме с использованием камеры калиброванной в единицах поглощённой дозы в воде, так и на воздухе с использованием камеры, калиброванной в единицах воздушной кермы. В рамках проведения калибровки полимерных плёнок Gafchromic EBT-3 на пучке ортовольтного рентгеновского излучения были реализованы оба варианта. Плёнки калибровались для напряжений на трубке 150, 200, 250 и 300 кВ в водном фантоме с использованием камеры PTW 30013 [104] и на воздухе с использованием камеры PTW 30010 [106] для напряжений на трубке 200, 250 и 300 кВ. Схемы обоих экспериментов приведены на рисунке 3.15.

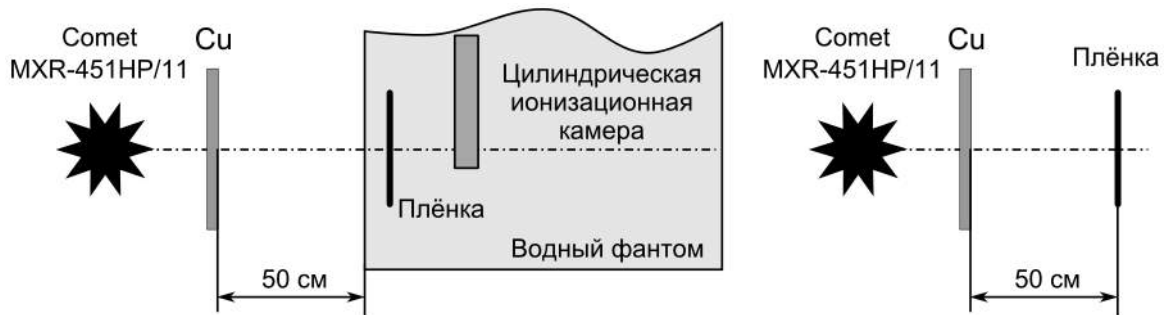


Рисунок 3.15: Схемы облучения плёнки EBT-3 на рентгеновском аппарате Comet MXR-451HP/11 при напряжениях $(200 \div 300)$ кВ в водном фантоме (слева) и в воздухе (справа)

Калибровка плёнок проводилась в диапазоне поглощённых доз до 2 Гр. Расстояние от фильтров до плёнки или поверхности водного фантома составляло (50 ± 2) см. В качестве материала для фильтров использовалась медь различной толщины. Минимальная толщина медной пластины составляла 50 мкм. Облучение проводилось без использования коллиматоров, чтобы обеспечить ровное поле на кусочке плёнки размером 5×5 см². Так как на данном рентгеновском аппарате отсутствует встроенный проходной дозиметр, облучение проводилось по времени. Для этого сначала проводилось облучение ионизационной камеры в течение определённого промежутка времени, а затем в течение такого же промежутка времени облучалась плёнка. Контроль облучения (отсутствие сбоя и т.п.) проводился по показаниям ионизационной камеры, установленной сбоку от плёнки (калибровка в воздухе) или за плёнкой на расстоянии 5 см от неё (калибровка в водном фантоме). При обработке полученных данных строилась зависимость величины поглощённой дозы, измеренной камерой, установленной при измерениях с плёнкой, от величины поглощённой дозы, измеренной камерой без плёнки. Данная зависимость для всех проведённых измерений идеально аппроксимируется прямой линией, что подтверждает хорошую стабильность рентгеновского аппарата Comet MXR-451HP/11.

Для проведения калибровки измерялись толщины медных фильтров, которые необходимы для половинного ослабления пучка излучения. Результаты приведены в таблице 3.1 и в таблице 3.2. В таблице 3.1 также приведены коэффициенты, необходимые для расчёта поглощённых доз, взятые из протокола [80].

Таблица 3.1: Толщины меди, необходимые для половинного ослабления, факторы обратного рассеяния и отношение массовых коэффициентов поглощения энергии для измерений дозы в воздухе

Напряжение, кВ	Толщина СПО, мм	$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}$	B_w
200	0,2	1,028	1,350
250	0,35	1,039	1,370
300	0,6	1,056	1.371

Таблица 3.2: Толщины меди, необходимые для половинного ослабления излучения, для измерений дозы в воде

Напряжение, кВ	Толщина СПО, мм
150	0,25
200	0,4
250	0,65
300	0,9

3.3.3 Результаты калибровки на пучке аппарата РАП-160-5

В результате калибровки были получены следующие аппроксимирующие выражения:

1. Калибровка при напряжении 50 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (12,7 \pm 0,75) NetOD \\ D_{fit}^g &= (26,4 \pm 1,6) NetOD \end{aligned} \quad (3.6)$$

2. Калибровка при напряжении 70 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (11,7 \pm 0,56) NetOD \\ D_{fit}^g &= (21,3 \pm 1,21) NetOD \end{aligned} \quad (3.7)$$

3. Калибровка при напряжении 100 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (11,4 \pm 0,57) NetOD \\ D_{fit}^g &= (21,0 \pm 0,95) NetOD \end{aligned} \quad (3.8)$$

4. Калибровка при напряжении 120 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (11,5 \pm 0,48) NetOD \\ D_{fit}^g &= (20,6 \pm 1,0) NetOD \end{aligned} \quad (3.9)$$

5. Калибровка при напряжении 150 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (11,2 \pm 0,37) NetOD \\ D_{fit}^g &= (21,7 \pm 0,61) NetOD \end{aligned} \quad (3.10)$$

На рисунках 3.16- 3.20 приведены калибровочные зависимости и неопределённости определения неизвестной дозы для измерений в водном фантоме, выполненных на трубке РАП-160-5.

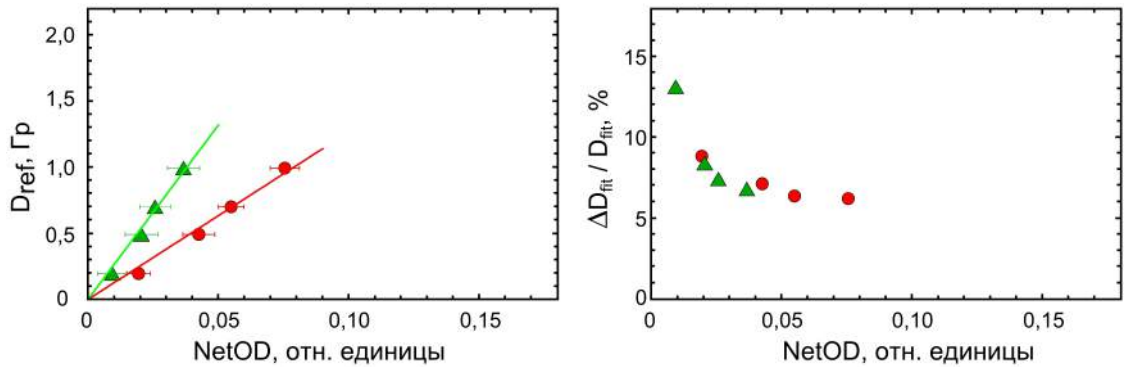


Рисунок 3.16: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 50 кВ на аппарате РАП-160-5. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

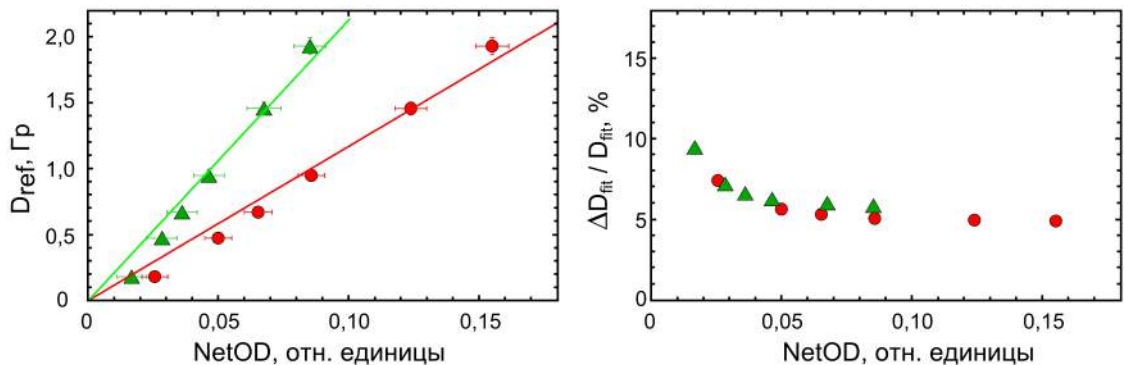


Рисунок 3.17: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 70 кВ на аппарате РАП-160-5. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

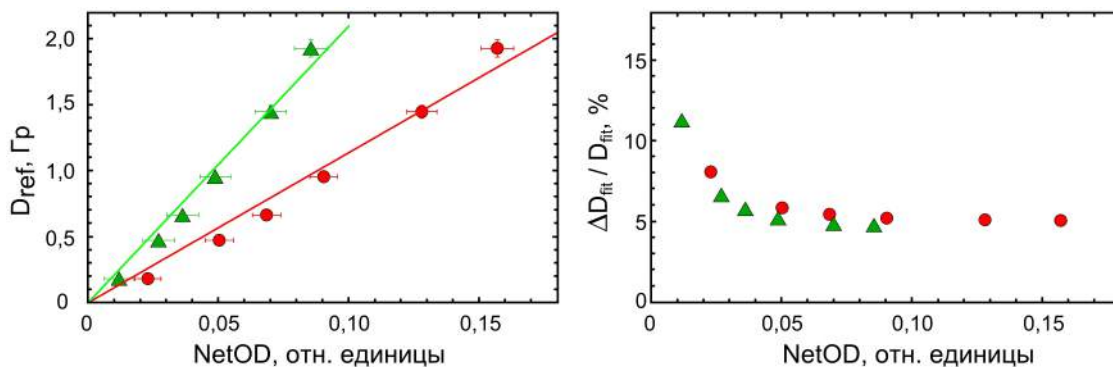


Рисунок 3.18: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 100 кВ на аппарате РАП-160-5. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

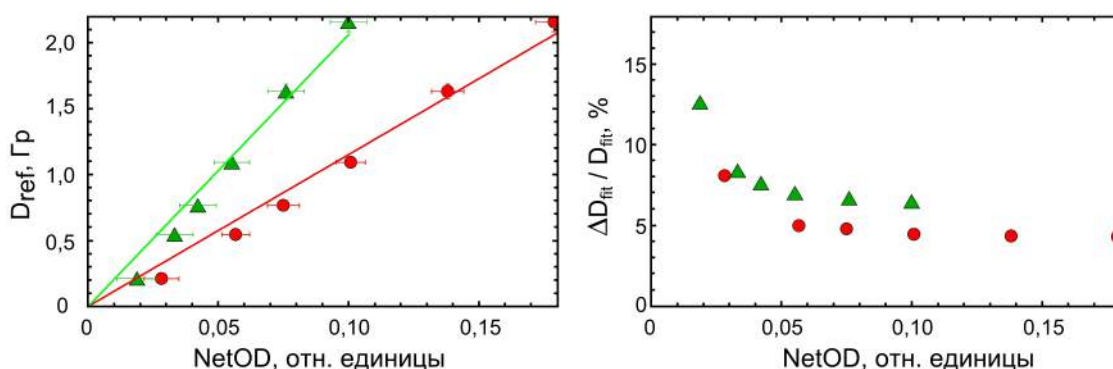


Рисунок 3.19: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 120 кВ на аппарате РАП-160-5. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

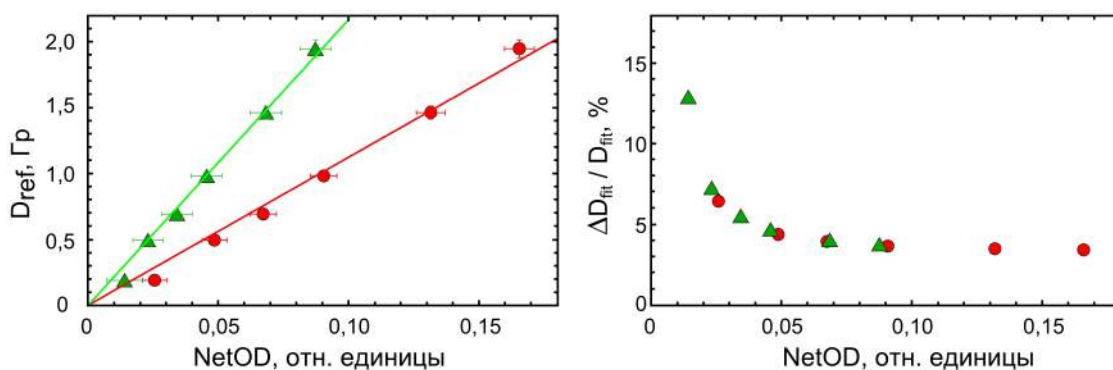


Рисунок 3.20: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 150 кВ на аппарате РАП-160-5. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

3.3.4 Результаты калибровки на пучке аппарата Comet MXR-451HP/11

В результате калибровки были получены следующие аппроксимирующие выражения:

1. Калибровка в воздухе, напряжение 200 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (14,0 \pm 0,28)NetOD \\ D_{fit}^g &= (26,0 \pm 0,38)NetOD \end{aligned} \quad (3.11)$$

2. Калибровка в воздухе, напряжение 250 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (13,6 \pm 0,7)NetOD \\ D_{fit}^g &= (24,4 \pm 1,5)NetOD \end{aligned} \quad (3.12)$$

3. Калибровка в воздухе, напряжение 300 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (13,7 \pm 0,36)NetOD \\ D_{fit}^g &= (24,5 \pm 0,58)NetOD \end{aligned} \quad (3.13)$$

4. Калибровка в воде, напряжение 150 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (12,3 \pm 0,16)NetOD \\ D_{fit}^g &= (24,8 \pm 0,61)NetOD \end{aligned} \quad (3.14)$$

5. Калибровка в воде, напряжение 200 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (11,7 \pm 0,17)NetOD \\ D_{fit}^g &= (23,1 \pm 0,57)NetOD \end{aligned} \quad (3.15)$$

6. Калибровка в воде, напряжение 250 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (11,6 \pm 0,24)NetOD \\ D_{fit}^g &= (23,4 \pm 0,7)NetOD \end{aligned} \quad (3.16)$$

7. Калибровка в воде, напряжение 300 кВ.

$$\begin{aligned} D_{fit}^r &= (11,3 \pm 0,16)NetOD \\ D_{fit}^g &= (22,6 \pm 0,9)NetOD \end{aligned} \quad (3.17)$$

На рисунках 3.21- 3.24 приведены калибровочные зависимости и неопределённости определения неизвестной дозы для измерений в водном фантоме.

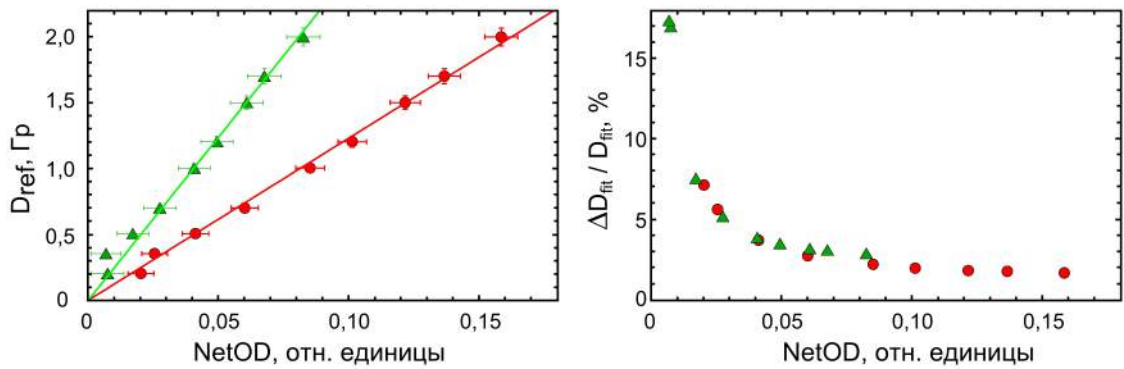


Рисунок 3.21: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 150 кВ на аппарате Comet MXR-451HP/11. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

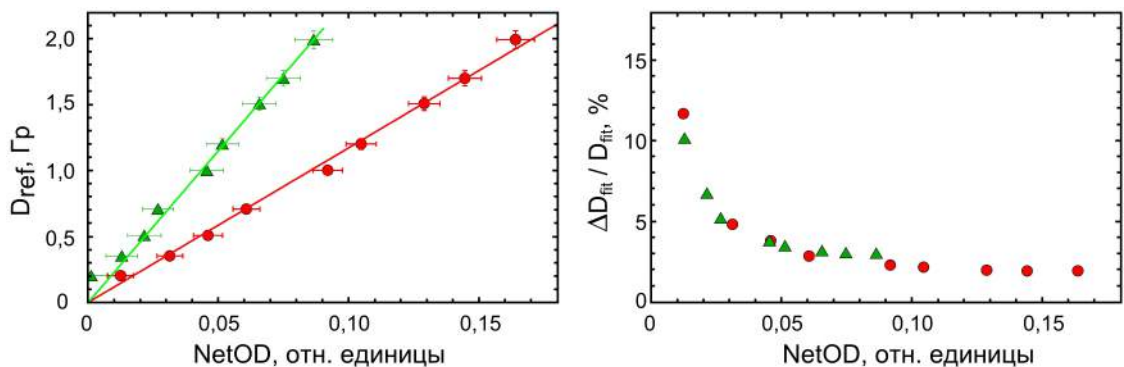


Рисунок 3.22: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 200 кВ на аппарате Comet MXR-451HP/11. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

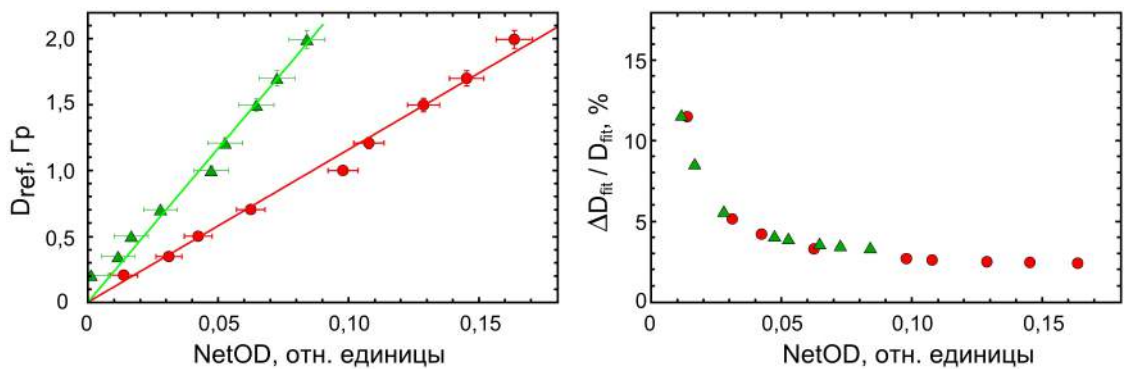


Рисунок 3.23: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 250 кВ на аппарате Comet MXR-451HP/11. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

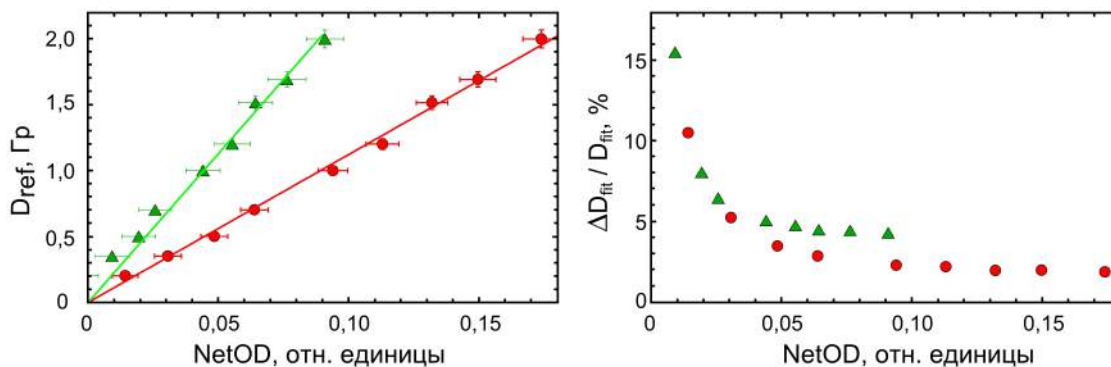


Рисунок 3.24: Калибровочная зависимость (слева) и зависимость общей неопределённости определения поглощённой дозы на основе калибровочных кривых (справа) для измерений в воде при напряжении 300 кВ на аппарате Comet MXR-451HP/11. Красные круги - красный канал, зелёные треугольники - зелёный канал

3.3.5 Сравнение результатов калибровки на рентгеновских пучках и на ускорителе Elekta Axesse

Для сравнение между собой результатов калибровки на различных рентгеновских пучках при энергии фотонного излучения ($50 \div 300$) кВ и результатов калибровки на пучке линейного ускорителя Elekta Axesse были построены зависимости коэффициентов a (см. выражение 2.3), полученных при аппроксимации данных, от энергии фотонного излучения. Эти зависимости представлены на рисунке 3.25 для красного канала и на рисунке 3.26 для зелёного канала. На указанных рисунках различный цвет обозначает различные источники излучения, кружками показаны результаты калибровки в воде, треугольниками - в воздухе. Неопределённости, указанные на рисунке, были получены при аппроксимации экспериментальных данных для доверительного интервала $P = 0,95$. Линиями показаны средние значения для калибровке в воде с использованием рентгеновских аппаратов.

На рисунке 3.25 можно видеть, что для красного канала имеется разброс в калибровочных коэффициентах для калибровки в воде в зависимости от энергии фотонного пучка. При этом можно отметить, что данный разброс не так велик и можно говорить, что проведённые измерения показывают, что красный канал плёнки, в пределах неопределённостей, имеет слабую энергетическую зависимость. При этом следует отметить, что в случае калибровки в воздухе полученные коэффициенты существенно (за границами неопределённостей) отличаются от коэффициентов в воде.

На рисунке 3.26 можно видеть, что для зелёного канала также имеется разброс в калибровочных коэффициентах для калибровки в воде в зависимости от энергии фотонного пучка. При этом можно отметить, что данный разброс не так велик в рентгеновском диапазоне, но коэффициент для фотонов высоких энергий отличается существенно. В данном случае можно сказать, что проведённые измерения показывают, что зелёный канал плёнки, в пределах неопределённостей, имеет более выраженную энергетическую зависимость. Калибровочные

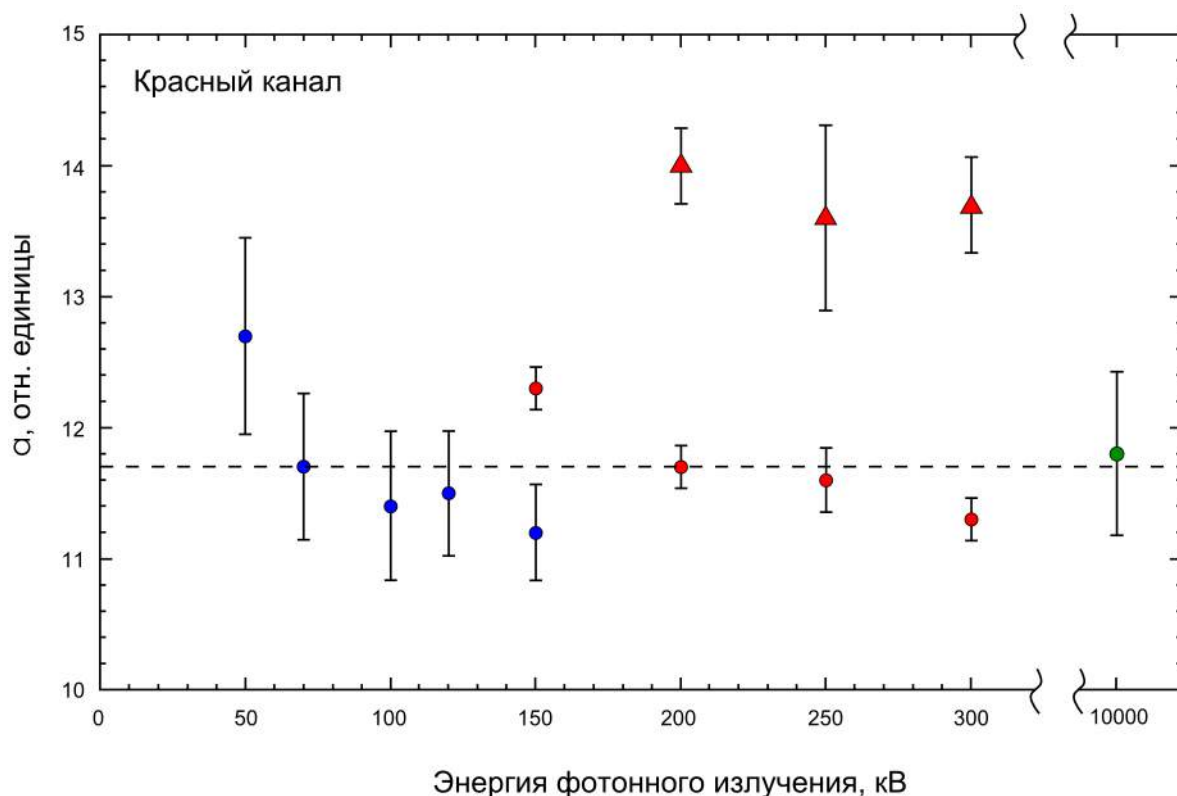


Рисунок 3.25: Красный канал. Зависимость коэффициента a калибровочных кривых от энергии фотонного излучения, полученных для рентгеновских аппаратов РАП-160-5 (синий цвет), Comet MXR-451HP/11 (красный цвет) и линейного ускорителя Elekta Axesse (зелёный цвет). Кружками показаны результаты калибровки в воде, треугольниками - в воздухе.

коэффициенты для воды и для воздуха совпадают для зелёного канала гораздо лучше, чем для красного.

Из сравнения рисунков 3.25 и 3.26 видно, что чувствительность зелёного и красного каналов отличается между собой.

3.4 Выводы по главе 3

По результатам калибровки плёнок на ускорителе Elekta Axesse можно сделать вывод, что утверждение производителя об одинаковой чувствительности плёнок к различным видам излучения подтверждается результатами наших измерений, т.е. не имеется существенного различия в калибровочных кривых для фотонного и электронного пучков. При этом следует отметить, что полученные калибровочные кривые для обоих видов излучения хорошо описываются выражением (2.3).

Полученные в результате эксперимента оценки неопределённости измерения неизвестной поглощённой дозы показывают, что зелёный канал является предпочтительным при облучении плёнок поглощёнными дозами большими, чем 0,5 Гр, так как в этом случае значения неопределённостей, вызываемые локальной неоднородностью и ошибками аппроксимации,

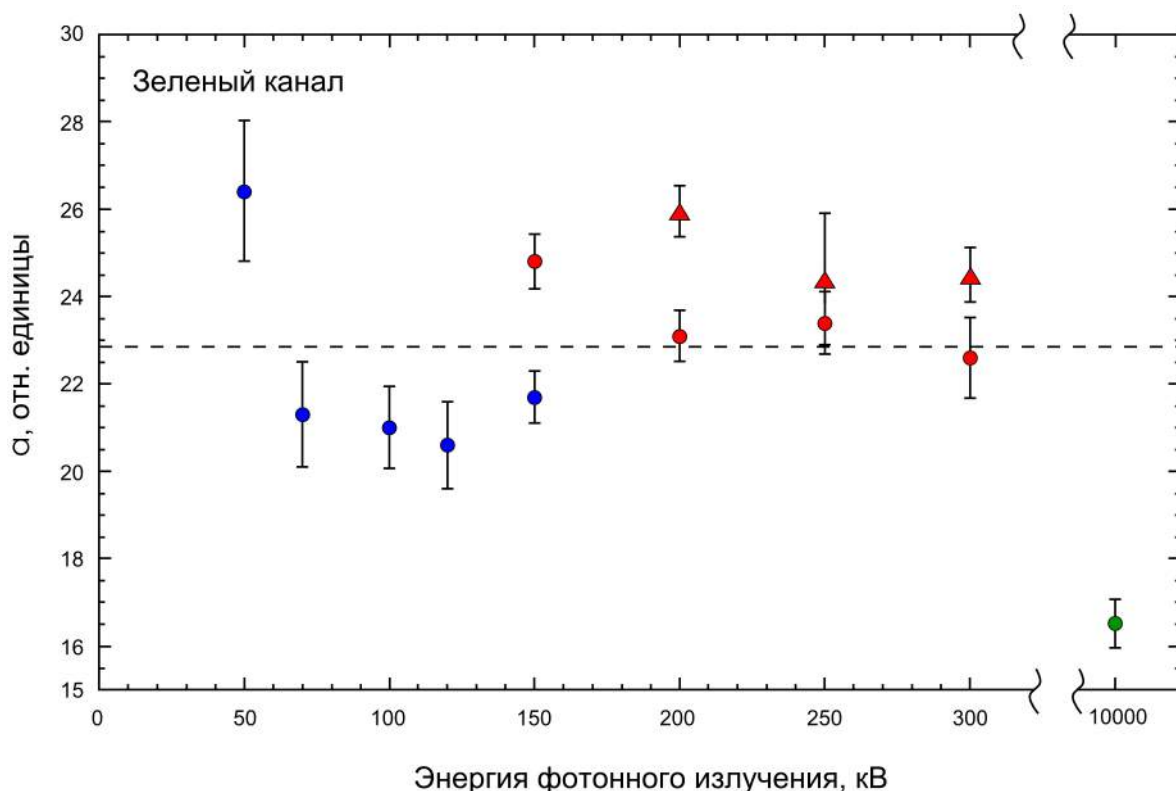


Рисунок 3.26: Зелёный канал. Зависимость коэффициента a калибровочных кривых от энергии фотонного излучения, полученных для рентгеновских аппаратов РАП-160-5 (синий цвет), Comet MXR-451HP/11 (красный цвет) и линейного ускорителя Elekta Axesse (зелёный цвет). Кружками показаны результаты калибровки в воде, треугольниками - в воздухе.

как для фотонного, так и для электронного пучка, находятся в пределах 4% (доверительная вероятность $P = 0,95$). Это, в принципе, позволяет использовать плёнку для проведения количественной клинической дозиметрии.

Сравнение калибровочных кривых для фотонного и электронного пучков с учётом ошибок аппроксимации показывает, что данные кривые лучше совпадают для зелёного канала цветности, что также делает предпочтительным его использование.

Полученные данные показывают, что при измерении с помощью плёнок поглощённой дозы, равной 1 Гр получатся следующие неопределённости, вызванные ошибкой аппроксимации: $\Delta D_{red}^{photon} = \pm 5\%$, $\Delta D_{green}^{photon} = \pm 3\%$, $\Delta D_{red}^{electron} = \pm 3,2\%$, $\Delta D_{green}^{electron} = \pm 1,8\%$. Если учесть ещё и локальную неоднородность, то получатся следующие значения $\Delta D_{red}^{photon} = \pm 5,5\%$, $\Delta D_{green}^{photon} = \pm 4,5\%$, $\Delta D_{red}^{electron} = \pm 3,7\%$, $\Delta D_{green}^{electron} = \pm 3,2\%$. Такой высокий уровень локальной неоднородности не позволяет измерять поглощённые дозы на уровне 1 сГр, как заявлено производителем. Так, при уровне дозы 10 сГр неопределённость, учитывающая локальную неоднородность составляет уже 15% для случая красного канала и электронного пучка. Для уровня сигнала порядка 1 сГр эта неопределённость составит уже 150%, что однозначно не позволяет использовать плёнку семейства Gafchromic EBТ-3 для дозиметрии таких малых поглощённых доз.

Полученные результаты совпадения калибровочных кривых для электронных пучков высоких энергий показывают, что возможно использовать одну калибровочную кривую для пучков в диапазоне энергий, как минимум, $(6 \div 10)$ МэВ. Красный канал возможно использовать для величин поглощённых доз, не превышающих 2 Гр. Зелёный канал более предпочтителен для использования в широком диапазоне доз.

В результате сравнения калибровочных кривых на различных рентгеновских пучках при энергии фотонного излучения $(50 \div 300)$ кВ и результатов калибровки на пучке линейного ускорителя Elekta Axesse были построены зависимости коэффициентов a , полученных при аппроксимации данных, от энергии фотонного излучения. Можно сделать следующие выводы:

- Красный канал плёнки, в пределах неопределённостей, имеет слабую энергетическую зависимость для всех энергий фотонного излучения.
- Зелёный канал плёнки, в пределах неопределённостей, имеет более выраженную энергетическую зависимость для фотонов рентгеновского диапазона и фотонов высоких энергий.
- Неопределённость определения неизвестной дозы для зелёного и красного каналов примерно одинакова. При этом относительная неопределённость растёт со снижением оптической плотности. При величинах поглощённых доз порядка $(1 \div 2)$ Гр неопределённость для всех калибровочных кривых лежит в пределах $(3 \div 8)\%$ (доверительная вероятность $P = 0,95$).

Таким образом, при дозиметрии фотонного излучения рентгеновского диапазона при поглощённых дозах до 2-х Гр использование красного канала цветности позволяет использовать одну калибровочную кривую для пучков различных энергий. Это потенциально позволяет использовать плёнки семейства Gafchromic EBT-3 для клинической дозиметрии при проведении радиобиологических исследований «фотон-захватной» терапии, т.к. при проведении исследований на клеточных культурах необходимо измерить дозы на глубинах порядка $(3 \div 5)$ мм водного эквивалента при напряжениях на трубке $(100 \div 300)$ кВ, что невозможно сделать с использованием цилиндрической ионизационной камеры.

Глава 4

Измерение дозиметрических характеристик электронного пучка бетатрона с использованием плёнок семейства Gafchromic EBТ-3

Электронные ускорители для проведения интраоперационной лучевой терапии (ИОЛТ) требуют определённых дозиметрических процедур, которые отличаются от процедур для конвенциональной дистанционной лучевой терапии [16, 107]. Главное отличие заключается в том, что за один сеанс доставляется высокая доза излучения, чье трёхмерное распределение (профиль и глубина) непосредственно определяются в операционной комнате. Различие между ИОЛТ и конвенциональной терапией также проявляется в том, что для ИОЛТ используются конкретные аппликаторы различной формы, как правило, с одинаковым продольным размером, которые задают физико-геометрические характеристики электронных пучков (качество, фактор выхода, однородность и т.д.). Референсными условиям для конвенциональной лучевой терапии с использованием электронных пучков¹ являются следующие: размер поля $10 \times 10 \text{ см}^2$, расстояние источник-поверхность - 100 см, референсная глубина - глубина максимальной дозы, как для референсных, так и для неререференсных условий (наклонные аппликаторы; РИП отличный от 100 см с воздушной щелью и т.д.) [22, 108–112].

Как для фотонных, так и для электронных пучков поперечные профили поля излучения измеряются для того, чтобы определить внеосевые распределения поглощённой дозы. Эта информация сравнивается с центрально-осевой процентной дозой, что позволяет оценить полное изодозное распределение. Из-за присутствия электронов, рассеянных аппликатором, электронные поля, полученные с помощью аппликаторов, характеризуются более широким энергетическим спектром и широким угловым распределением, по сравнению с электронными пучками, полученными конвенциональной системой коллимирования. Это приводит к

¹Также эти условия можно применить и для линейных ускорителей для ИОЛТ

высокой поглощённой дозе на поверхности (особенно для низких номинальных энергий) и к малой крутизне градиента дозы на спаде глубинного распределения (особенно для высоких номинальных энергий пучка).

С другой стороны, от определения глубины опухоли (ложе опухоли) и её размеров зависит выбор энергии пучка. Энергию пучка, как правило, выбирают так, чтобы равномерно распределить 90% изодозу по границам опухоли для выбранного аппликатора. Однако, в некоторых ситуациях лечения, когда существуют неоднородности на пути распространения пучка в среде, могут появиться искажения в распределении дозы, и, следовательно, потребуются дозиметрические исследования с целью определения правильной энергии, чтобы полностью покрыть мишень равномерной предписанной дозой.

Для дозиметрии низкоэнергетических пучков электронов ($4 \div 10$) МэВ, согласно протоколам TG-51 [37] и TRS-398 [41], нужно использовать плоскопараллельную камеру. Камеры Ross, Markus и улучшенный тип камеры Markus (PTW Freiburg, Germany) являются наиболее часто используемыми [113]. Однако, отклик этих камер зависит от угла падения пучка, поэтому их нельзя применять для дозиметрии наклонных аппликаторов. В таких случаях лучше всего использовать цилиндрические камеры, такие как CC01 (IBA Dosimetry, Германия) или точечные детекторы, т.н. «Pin point». Благодаря своему высокому пространственному разрешению и независимости сигнала от направления падения пучка данные детекторы предпочтительны. Такие камеры прекрасно подходят для абсолютных измерений величины поглощённой дозы для электронных пучков, которые коллимируются наклонным аппликатором.

В качестве альтернативы ионизационным камерам могут использоваться полимерные плёнки для более быстрого измерения изодозных кривых и профилей пучков, т.к. за одно облучения можно получить массив данных (двумерное сечение поля излучения). Также большим преимуществом полимерных плёнок перед ионизационными камерами является высокое пространственное разрешение, что очень важно при измерениях на приповерхностных глубинах (примерно от 0,5 мм до 2 мм) для малых номинальных энергий пучка. Ионизационной камерой практически невозможно провести такое измерение из-за её геометрических размеров, наличия защитного колпачка и особенностей измерения, связанных с поверхностным натяжением воды. При использовании плёнок возможно за одно облучение получить набор поперечных сечений (срезов) дозного поля, если плёнки располагаются между пластинами твёрдотельного фантома. Данный подход очень полезен при измерениях глубинных распределений для наклонных аппликаторов [114, 115].

Тем не менее, первичные измерения (процедуры при вводе в эксплуатацию, а также измерения абсолютной величины поглощённой дозы для гарантии качества пучка) характеристик электронного пучка любой терапевтической машины (бетатроны, линейные ускорители) должны проводиться в водном фантоме с помощью ионизационной камеры в соответствии со стандартами для дозиметрии пучков излучения [37, 41]. При наличии калибровочной кривой, полученной на данном аппарате, плёнку можно использовать для ежедневных, ежемесячных

или ежеквартальных дозиметрических проверок, которые требуются для гарантии качества ускорителя [22, 23, 35, 36, 116]. Также плёнку можно использовать для верификации индивидуального плана облучения пациента.

ИОЛТ с использованием электронных пучков бетатрона с энергией пучка 6 МэВ реализуется в НИИ Онкологии г. Томска. Бетатрон, используемый для терапии, был разработан и изготовлен в ТПУ в 90-х годах. Летом 2014 года данный аппарат был направлен в ТПУ для проведения ремонта, после которого была проведена дозиметрия электронного пучка с использованием плёнок Gafchromic EBT-3. Описание подобного исследования для электронного пучка может быть найдено в работе [116].

В связи с тем, что для данного бетатрона для ИОЛТ все аппликаторы имеют различную длину, нельзя провести нормировку к какому-то определённому размеру аппликатора, т.е. нет одинаковых условий облучения. Таким образом, клиническая дозиметрия электронного пучка для интраоперационного бетатрона сводится к измерению и последующему определению следующих характеристик (для каждой комбинации размер аппликатора/энергия пучка, если позволяет аппарат): глубинного распределения поглощённой дозы вдоль центральной оси пучка и всех её параметров; наиболее вероятной энергии пучка на поверхности фантома; мощности поглощённой дозы (абсолютной величины поглощённой дозы) в точке дозного максимума; поперечных профилей пучка (при необходимости - на нескольких глубинах); плоскостности поля (толерантность для ежемесячных проверок 3% и ежегодных 2%); симметричности поля, а также загрязнения рентгеновским излучением электронного пучка [22, 107, 116].

В данной главе представлены результаты дозиметрии электронного пучка бетатрона для ИОЛТ на основе плёнок Gafchromic EBT-3.

4.1 Дозиметрические характеристики электронного пучка

4.1.1 Определение процентной глубинной дозы

В данном разделе будем следовать протоколу TG-25 [79, 81].

Измерения процентной глубинной дозы для электронных пучков следует выполнять для каждой из доступных энергий и для всего набора доступных размеров полей. Небольшие различия в энергии, рассеивающие фольги и сканирующие системы могут оказывать воздействие на характеристики электронного пучка.

Характерными особенностями кривой глубинного распределения поглощённой дозы для электронного пучка являются:

1. Глубина проникновения электронов в ткани человека пропорциональна их средней энергии.

2. После достижения максимума поглощённой дозы происходит её относительно резкий спад, что позволяет существенно уменьшить облучение здоровых тканей, располагающих за патологическим очагом.

Существуют несколько параметров, которые характеризуют кривую глубинного распределения поглощённой дозы на центральной оси пучка $D(d)$: относительная поглощённая доза на поверхности – $Ds\%$, относительная поглощённая доза от рентгеновской компоненты излучения – $\%Dx$, максимальное значение поглощённой дозы в распределении – D_{max} , глубина положения максимума поглощённой дозы – d_{max} , терапевтический диапазон – R_t (R_{90}), глубина положения половины поглощённой дозы – R_{50} , практический диапазон – R_p , нормализованный дозный градиент G .

Относительная поглощённая доза на поверхности $Ds\%$ измеряется ионизационной камерой на глубине $d = 0,5$ мм, определяется для всех клинически используемых лечебных полей и всего диапазона энергий. Эта глубина рекомендована из-за сложности измерения точных значений дозы на границе воздух-фантом с использованием ионизационной камеры. Величина поверхностной поглощённой дозы меняется в зависимости от энергии. Например, при энергии пучка 7 МэВ $Ds\% = 74\%$, а при энергии 15 МэВ $Ds\% = 87\%$ [79].

D_{max} — максимальное значение поглощённой дозы на глубинной кривой для данной энергии пучка электронов, размера поля и т.д.

d_{max} – глубина положения максимума поглощённой дозы D_{max} (измеренная в воде), которая зависит от размера поля, угла падения и энергетического распределения электронов на поверхности.

Терапевтический диапазон R_t (R_{90}) определяется как область клинически полезной части глубинного распределения поглощённой дозы и представляет собой глубину от поверхности до уровня 90% относительной поглощённой дозы за дозным максимумом D_{max} .

R_{50} – глубина, где величина поглощённой дозы уменьшается вдвое по сравнению с максимальным значением.

R_p — практический диапазон, который используется как мера определённой части кривой глубинного распределения поглощённой дозы от электронного пучка. За пределами практического диапазона поглощённая доза возникает только от взаимодействия сопутствующего рентгеновского излучения со средой. Таким образом, на глубинах $d < R_p$ поглощённая доза в основном обусловлена электронной компонентой, а на глубинах $d > R_p$ – фотонной компонентой. Практический диапазон определяется из кривой глубинной дозы или кривой глубинной ионизации как глубина, где касательная в точке изгиба уменьшающейся части кривой пересекает фон тормозного излучения – уровень дозы Dx (см. рисунок 4.1).

Практически все терапевтические электронные пучки сопровождаются существенным фоном гамма-излучения, распространяющимся вместе с электронным пучком из-за взаимодействия электронов с выводным окном ускорителя, рассеивающими фольгами, ионизационной камеры, системой коллиматоров и пациентом. Относительная поглощённая доза,

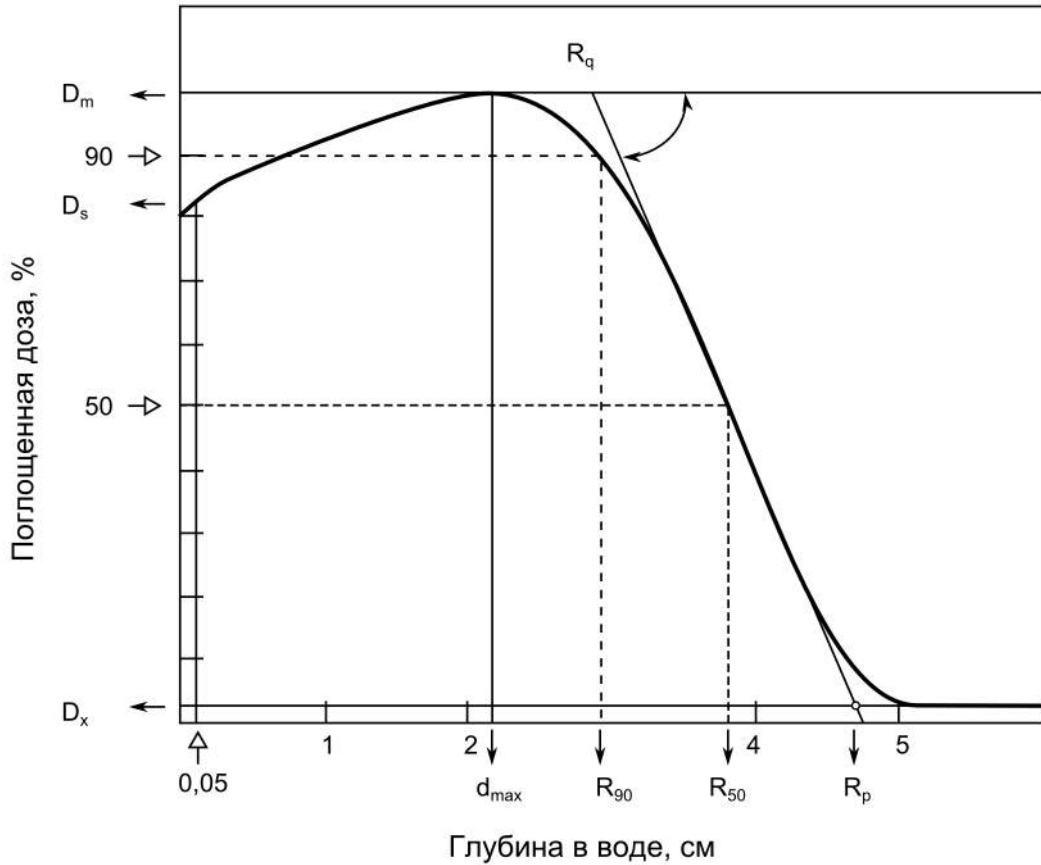


Рисунок 4.1: Типичная кривая глубинной дозы ($D(d)$) для электронного пучка в воде и обозначение некоторых параметров

вызванная гамма-компонентой $\%Dx$, находится на основе измеренной дозы в конце пробега, за максимальным диапазоном электронов (экспоненциальный хвост при глубинах больше R_p на рисунке 4.1). Компонента рентгеновского излучения увеличивается с ростом энергии электронного пучка. При энергиях электронов ниже 10 МэВ доза от рентгеновской компоненты обычно меньше, чем 3%.

Нормализованный дозный градиент G – мера крутизны спадающей части кривой глубинной дозы, определяется как:

$$G = \frac{R_p}{R_p - R_q}, \quad (4.1)$$

где R_q – глубина, на которой прямая, определяющая R_p пересекает уровень D_{max} .

Для того чтобы получить процентную глубинную поглощённую дозу на центральной оси, необходимо провести измерения глубинной ионизации и перевести её в процентную кривую глубинной ионизации. Для вычисления кривой процентной глубинной ионизации ($\%di$) в воде используется следующее выражение:

$$\%di(d) = 100 \frac{M(d)}{M(I_{max})}, \quad (4.2)$$

где через d обозначена глубина в водном фантоме, M – полностью скорректированное показание ионизационной камеры (заряд), I_{max} – глубина максимума ионизации.

Основные данные электронных пучков, которые приводятся в таблицах или графиках, получены для пучков, падающих нормально на водную или водозэквивалентную однородную среду с плоской поверхностью. В клинической практике бывают ситуации, когда контур поверхности пациента искривлен или когда присутствует значительная неоднородность тканей. В этих случаях появляются дополнительные факторы, которые оказывают влияние на распределение дозы в пациенте:

1. Изменения в рассеянии электронов
2. Изменения в возмущении электронного пучка
3. Граничные эффекты

4.1.2 Определение энергии клинического электронного пучка

Распределение поглощённой дозы и параметры пучка сильно зависят от энергии электронов, которая должна быть определена для каждого клинического электронного пучка. Электронный пучок внутри ускорительной камеры до столкновения с выводным окном называется внутренним электронным пучком. Этот пучок имеет очень малый разброс по энергии и угловую расходимость. Поскольку внутренний электронный пучок проходит через выходное окно, рассеивающие фольги, воздух, и другие материалы до того как достигнет поверхности фантома, разброс по энергии электронов и угловое распределение пучка значительно увеличиваются.

Наиболее вероятная энергия (кинетическая) $E_{p,0}$ (в МэВ) на поверхности фантома связана с практическим диапазоном R_p , выраженном в сантиметрах, в воде, простым выражением [79]:

$$E_{p,0} = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2, \quad (4.3)$$

где C_1, C_2, C_3 – некоторые константы, определяемые согласно протоколу TG-25 [79] как $C_1 = 0,22$ МэВ, $C_2 = 1,98$ МэВ/см, $C_3 = 0,0025$ МэВ/см². Точность определения энергии электронного пучка по данной формуле оценивается в 2% для пучка с энергией до 20 МэВ и размером больше, чем 12×12 см².

Для определения средней энергии электронного пучка на поверхности фантома протокол TG-25 рекомендует использовать следующее выражение [79]:

$$\bar{E}_0 = C_4 R_{50}, \quad (4.4)$$

где $C_4 = 2,33$ МэВ/см.

Средняя энергия на глубине d может быть определена как [79]:

$$\bar{E}_d = \bar{E}_0 \left(1 - \frac{d}{R_p} \right) \quad (4.5)$$

4.1.3 Характеристики поперечных распределений клинических электронных пучков

Клиническое применение электронов для лучевой терапии требует, чтобы доза была определена в любой точке облучаемого объёма. Для планирования лечения электронами, необходимо провести измерения не только глубинных, но и поперечных распределений поглощённой (относительной) дозы (другое название поперечных распределений «изодоза», или «изодозные линии») в воде для всего набора аппликаторов.

Одной из важных характеристик поля облучения является полутень – расстояние, измеренное перпендикулярно центральной оси пучка, на котором процентная доза меняется от 80% до 20%. По полутени поля вычисляется поглощённая доза в нормальных и злокачественных тканях. Область и форма полутени поперечного профиля пучка зависит от материала фантома (вода, пластик и т.д.), воздушной щели между конусом и поверхностью фантома, а также от начальной угловой расходимости электронного пучка при прохождении через коллиматор. Полутень на поверхности будет уменьшаться из-за уменьшенного рассеяния в воздухе, а на терапевтической глубине увеличиваться, поскольку пучок становится более рассеянным из-за многократного рассеяния.

Измерение поперечных и глубинных распределений поглощённой (относительной) дозы электронного пучка необходимы для визуализации трёхмерного распределения дозы в системе планирования лечения. С помощью изодозных кривых можно определить величину поглощённой дозы для критических органов.

Рекомендуется строить глубинно-поперечные распределения (далее будем обозначать как *yz*-распределения) нормированные на максимальную дозу на центральной оси пучка. На подобных распределениях желательно указывать следующие уровни ионизации (изодозы): 100% 95%, 90% 85%, 80%, 70%...20%, 10%, а также 5%. Графики с 5% и более низким уровнем дозы полезны для демонстрации вклада поглощённой дозы от тормозного излучения и других утечек коллиматора. В случае нормализации не на величину максимальной поглощённой дозы, а на поглощённую дозу на определённой глубине, изодозы в распределениях могут превышать 100%. Пример *yz*-распределения относительной поглощённой дозы для ускорителя с энергией электронов 15 МэВ приведён на рисунке 4.2, перерисованным из работы [79].

Симметричность и плоскостность пучка зависят от конструкции машины и настройки системы выравнивания или сглаживания, а также от аппаратуры, которая используется для коллимации пучка. Как правило, пучок электронов проходит через вакуумное окно ускорительной камеры, рассеивающие фольги, проходные ионизационные камеры (для мониторинга пучка), воздух и апертуры, определяющие размер поля облучения. Рассеянные электроны имеют более низкую энергию, и поэтому плоскостность пучка может значительно измениться с глубиной. Для определения симметричности и плоскостности поля излучения, рекомендуется использовать референсные глубины, которые располагаются на или вблизи глубины максимума поглощённой дозы. Также равномерность поля должна оцениваться вблизи по-

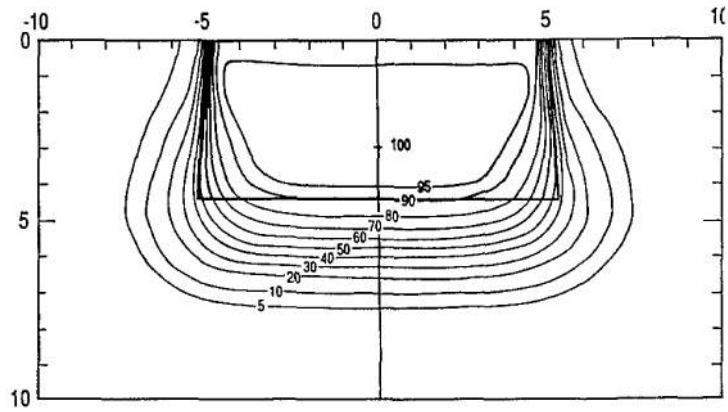


Рисунок 4.2: Пример yz -распределения относительной поглощённой дозы для ускорителя с энергией электронов 15 МэВ и размером поля 10 см^2 . Рисунок перерисован из работы [79]

верхности и в терапевтическом глубинном диапазоне. Референсная плоскость определяется как плоскость, параллельная поверхности фантома и перпендикулярная оси пучка. Поскольку глубина максимума поглощённой дозы значительно отличается для различных ускорителей, рекомендуется, чтобы референсная плоскость находилась на 95% изодозной кривой за глубиной максимума дозы [108, 109, 111, 112, 117, 118].

Плоскостность пучка F оценивается путём нахождения максимального значения поглощённой дозы D_{max} и минимального значения поглощённой дозы D_{min} в поперечном профиле пучка на различных глубинах и определяется как:

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} 100\% \quad (4.6)$$

Из формулы определения плоскостности пучка (4.6) видно, что значение параметра F может меняться от 0 до 100%, где 0 соответствует абсолютно плоскому пучку, а 100% - абсолютно неплоскому пучку. Плоскостность в пределах 5% считается нормой [22, 108, 109, 111, 112, 117, 118].

Симметрия пучка выражается в процентах и обычно определяется на глубине d_{max} , где излучение, рассеянное стенками аппликатора, может влиять на дозные распределения. В расчёт берутся площади под кривой поперечного профиля поглощённой дозы справа и слева от центральной оси пучка. Симметрия пучка S определяется следующим образом [22, 108, 109, 111, 112, 117, 118]:

$$S = 100 \frac{area_{left} - area_{right}}{area_{left} + area_{right}} \quad (4.7)$$

Из формулы определения симметрии пучка (4.7) видно, что значение параметра S может меняться от 0 до 100%, где 0 соответствует абсолютно симметричному пучку, а 100% - абсолютно несимметричному пучку. Симметрия в пределах 2% считается нормой [22, 108, 109, 111, 112, 117, 118].

4.2 Измерения характеристик электронного пучка интраоперационного бетатрона МИБ-6 с номинальной энергией 6 МэВ с помощью ионизационной камеры и полимерной плёнки в водном и твердотельном фантомах

Все измерения характеристик электронного пучка проводились с использованием водного фантома IBA Blue phantom (IBA Dosimetry) [119] и твердотельного фантома RW3 Slap Phantom T29672 (плотность полистирола $1,045 \text{ г/см}^3$ [102], коэффициент пересчёта глубины $0,986$ [37]) с помощью плоскопараллельной ионизационной камеры PTW-Freiburg Markus №23343, предназначенной для измерения поглощённой дозы в воде. Для данной камеры диапазон регистрируемых энергий электронов составляет $(2 \div 45)$ МэВ. Преимущества камеры Markus: маленький собирающий объём камеры, хорошо определённое положение проксимального электрода, т.е. с высокой точностью известна точка измерения. Также использовалась полимерная плёнка Gafchromic EBT-3 (партия #A04041202 и #A04041202).

Измерения проводились для ряда коллиматоров: круглый малый аппликатор (диаметр 3,5 см, длина 18 см), круглый большой аппликатор (диаметр 8 см, длина 18 см), малый овальный аппликатор (6×4 см, длина 18 см), большой овальный аппликатор ($10,5 \times 7,5$ см, длина 34 см), малый наклонный овальный аппликатор (7×4 см, длина 18 см), большой наклонный овальный аппликатор ($13 \times 7,5$ см, длина 34 см). Все аппликаторы были изготовлены из алюминия.

4.2.1 Схема и результаты измерения кривой глубиной дозы плоскопараллельной ионизационной камерой в водном фантоме

После того как водный фантом был выставлен относительно головки аппарата и заполнен дистиллированной водой, устанавливалась плоскопараллельная ионизационная камера с водозащитным колпачком. Во время измерений камера располагалась строго перпендикулярно центральной оси пучка для всех глубинных измерений, которые проводились снизу вверх для того, чтобы снизить появление волн в воде, которые могут исказить полученные данные. С помощью ионизационной камеры в водном фантоме имелась возможность измерить глубинные распределения поглощённой дозы только от прямых коллиматоров с длиной 18 см, что связано с особенностями конструкции подвеса бетатрона и водного фантома. Схема измерения показана на рисунке 4.3.

Полученные с помощью ионизационной камеры кривые глубинного распределения поглощённой дозы для круглых коллиматоров и малого овального коллиматора, нормированные на максимум, показаны на рисунке 4.4.

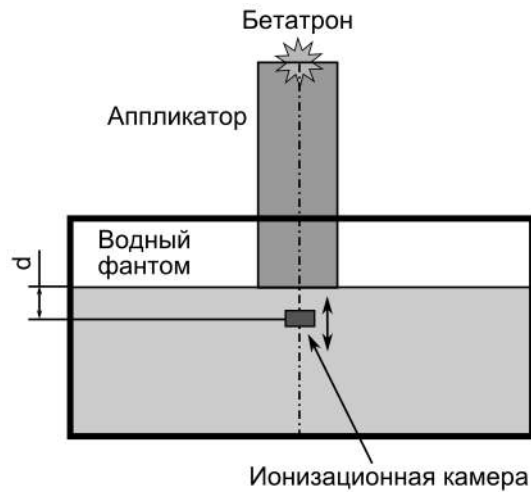


Рисунок 4.3: Схема измерения глубинных распределений поглощённой дозы от бетатрона для ИОЛТ с помощью ионизационной камеры

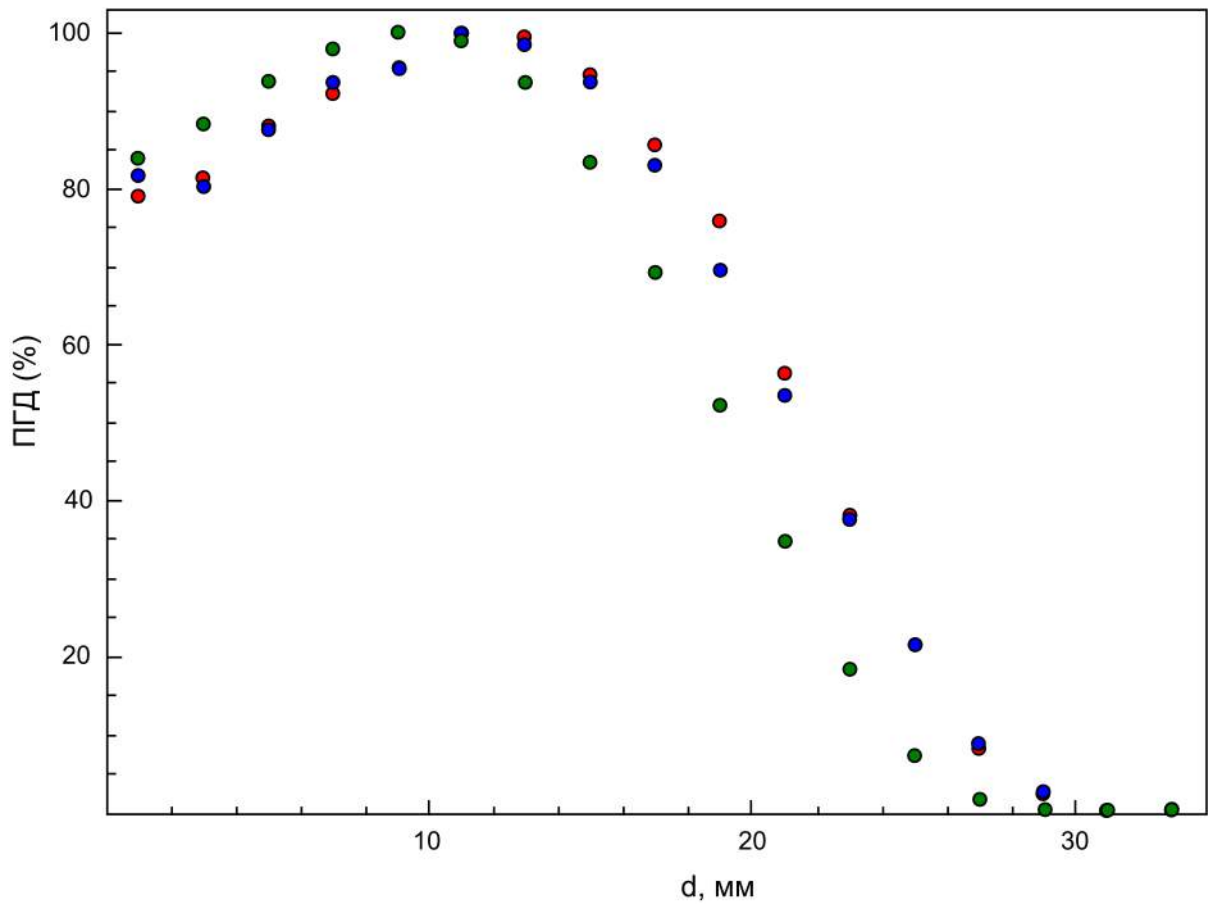


Рисунок 4.4: Кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, измеренные ионизационной камерой в водном фантоме на бетатроне с энергией 6 МэВ с круглыми коллиматорами размерами 8 см (красные круги) и 3,5 см (синие круги) в диаметре, а также с малым овальным коллиматором размерами 6 × 4 см² (зеленые круги).

На основе полученных с помощью ионизационной камеры глубинных распределений поглощённой дозы были рассчитаны значения основных параметров, описанных в предыдущих разделах, которые приведены в таблице 4.1 для измерений в воде. Глубина d_{ref} с большой

точностью совпадает с глубиной d_{max} , поэтому она не приведена в таблице. Точность измерения глубины при измерениях в воде оценивается в ± 1 мм. Точность определения энергии пучка бетатрона не определена, так как условия измерения (размер поля и РИП) не соответствуют рекомендациям протокола TG-51 [37].

Таблица 4.1: Параметры, характеризующие глубинное распределение дозы в воде для электронного пучка, измеренные с помощью ионизационной камеры

Коллиматор	d_{max} (см)	R_{50} (см)	R_p (см)	R_{90} (см)	$E_{p,0}$ (МэВ)	\bar{E}_0 (МэВ)	$D_s\%$ (%)
диам. 3,5 см	1,1	2,1	2,8	1,6	5,8	4,9	81
диам. 8 см	1,1	2,2	2,7	1,6	5,6	5,1	80
овал 6×4 см ²	0,9	1,9	2,5	1,4	5,2	4,4	85

4.2.2 Схема измерения кривой глубиной дозы плёнкой в твердотельном фантоме

При измерении глубинного распределения поглощённой дозы электронного пучка плёнки располагались между пластинами фантома параллельно центральной оси пучка бетатрона как показано на рисунке 4.5. Пластины плотно сжимали плёнку, чтобы убрать воздушный зазор между ними. При таком способе измерения одновременно можно получить информацию как по глубинному распределению поглощённой дозы, так и по поперечному распределению поглощённой дозы. Данные измерения были проведены для всех имеющихся аппликаторов. В подразделах ниже приведено подробное описание полученных результатов для каждого аппликатора.

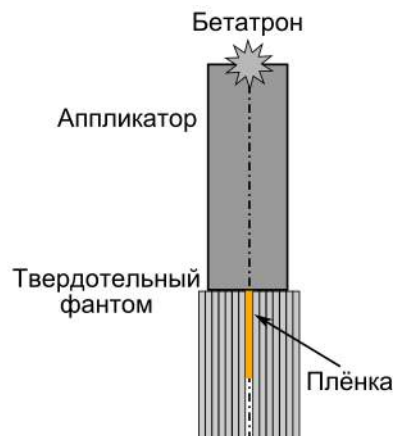


Рисунок 4.5: Схема измерения глубинных распределений поглощённой дозы от бетатрона для ИОЛТ с помощью полимерных плёнок

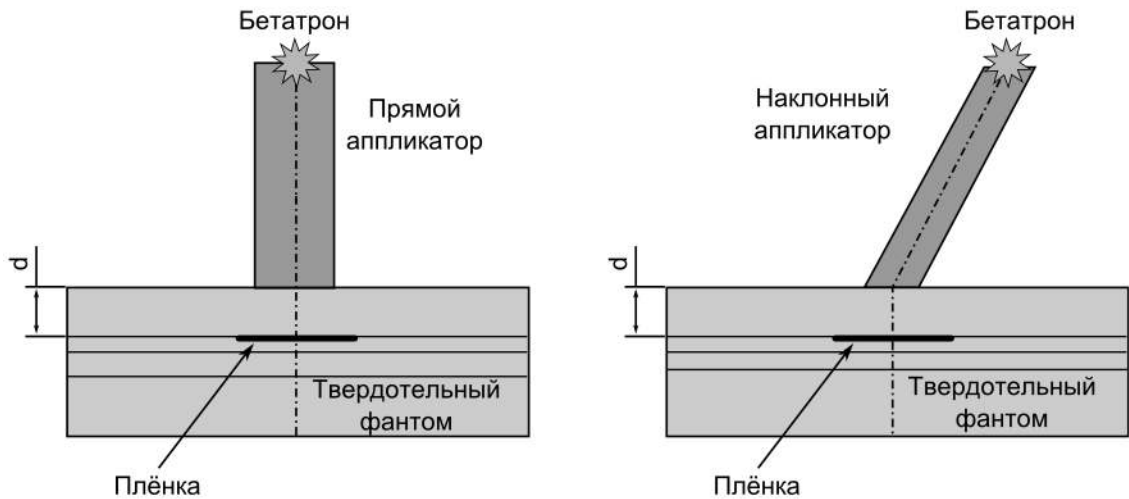


Рисунок 4.6: Схема измерения поперечных распределений поглощённой дозы от бетатрона для ИОЛТ с помощью полимерных плёнок для прямых (слева) и наклонных аппликаторов (справа)

4.2.3 Схема измерения поперечного распределения поглощённой дозы плёнкой в твердотельном фантоме

При измерении поперечного распределения поглощённой дозы электронного пучка плёнки располагались между пластинами фантома и перпендикулярно центральной оси пучка бетатрона как показано на рисунке 4.6. Пластины плотно сжимали плёнку, чтобы убрать воздушный зазор между ними. Пленки располагались на глубинах, примерно соответствующих глубинам d_{max} , R_{90} , R_{80} , R_{50} и R_p . Несмотря на то, что при измерении глубинного распределения дозы с помощью плёнок одновременно получается информация о поперечном распределении, эта информация содержит лишь данные об одном из сечений пучка, в то время как артефакты могут располагаться в других местах. В дозиметрии с использованием ионизационных камер измерения проводятся для обеих поперечных осей и двух диагоналей. Использование плёнки для измерения поперечного профиля дозы позволяет получить эту информацию быстрее и точнее.

4.2.4 Результаты измерения глубинных и поперечных распределений дозы в твердотельном фантоме

Анализ распределения поглощённой дозы плёнкой в твердотельном фантоме для круглого аппликатора диаметром 8 см

В данном разделе будет подробно описана процедура анализа изображений, полученных при измерении глубинного и поперечных распределений дозы электронного пучка бетатрона для ИОЛТ на примере большого круглого аппликатора. В дальнейших разделах, посвященных другим аппликаторам, детали анализа будут частично опущены.

После сканирования плёнки получается изображение, подобное изображенному на рисунке 4.7. Данное изображение разбивается на три канала цветности, и с помощью калибровочных кривых, полученных ранее для бетатрона (см. выражение (3.5)), пересчитывается в распределение абсолютной поглощённой дозы. Пример полученного распределения показан на рисунке 4.7 для красного канала цветности.

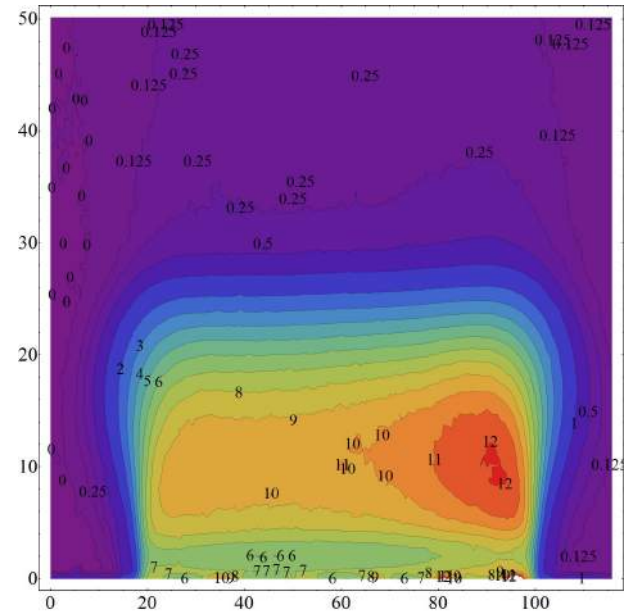
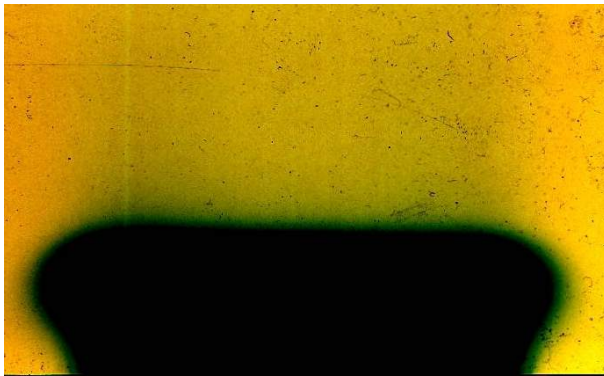


Рисунок 4.7: Сканированное изображение глубинного распределения дозы (слева). Оно же, переведенное в абсолютные значения поглощённой дозы для красного канала цветности (справа)

После этого находится центральная ось пучка и строится распределение процентной глубинной дозы (ПГД), из которого определяются основные характеристики пучка, такие как d_{max} , R_{90} , R_{50} , R_p , $E_{p,0}$, \bar{E}_0 , $Ds\%$ и G . Процедура определения этих характеристик не отличается от процедуры, используемой при обработке глубинных распределений, полученных ионизационной камерой. На рисунке 4.8 показано глубинное распределение ПГД и пояснения к определению параметров, характеризующих распределение (сравни с рисунком 4.1).

Определение значений параметров R_p и R_q проводилось следующим образом. Выбирался линейный участок спада кривой ПГД, который аппроксимировался прямой линией. Абсцисса точки пересечения этой линии с уровнем 100% соответствует значению параметра R_q , с нулем - R_p .

Величину поверхностной дозы $Ds\%$ нельзя напрямую определить из глубинного распределения дозы, измеренного плёнкой. Это связано с тем, что край плёнки может быть поврежден при её разрезании, что может приводить к неправильному значению параметра $Ds\%$, как это хорошо видно на рисунке 4.8. В связи с этим величина $Ds\%$ находилась как максимальное значение ПГД вблизи поверхности.

В результате анализа кривой ПГД были получены следующие значения характеризующих параметров (индекс r означает красный канал, g - зелёный):

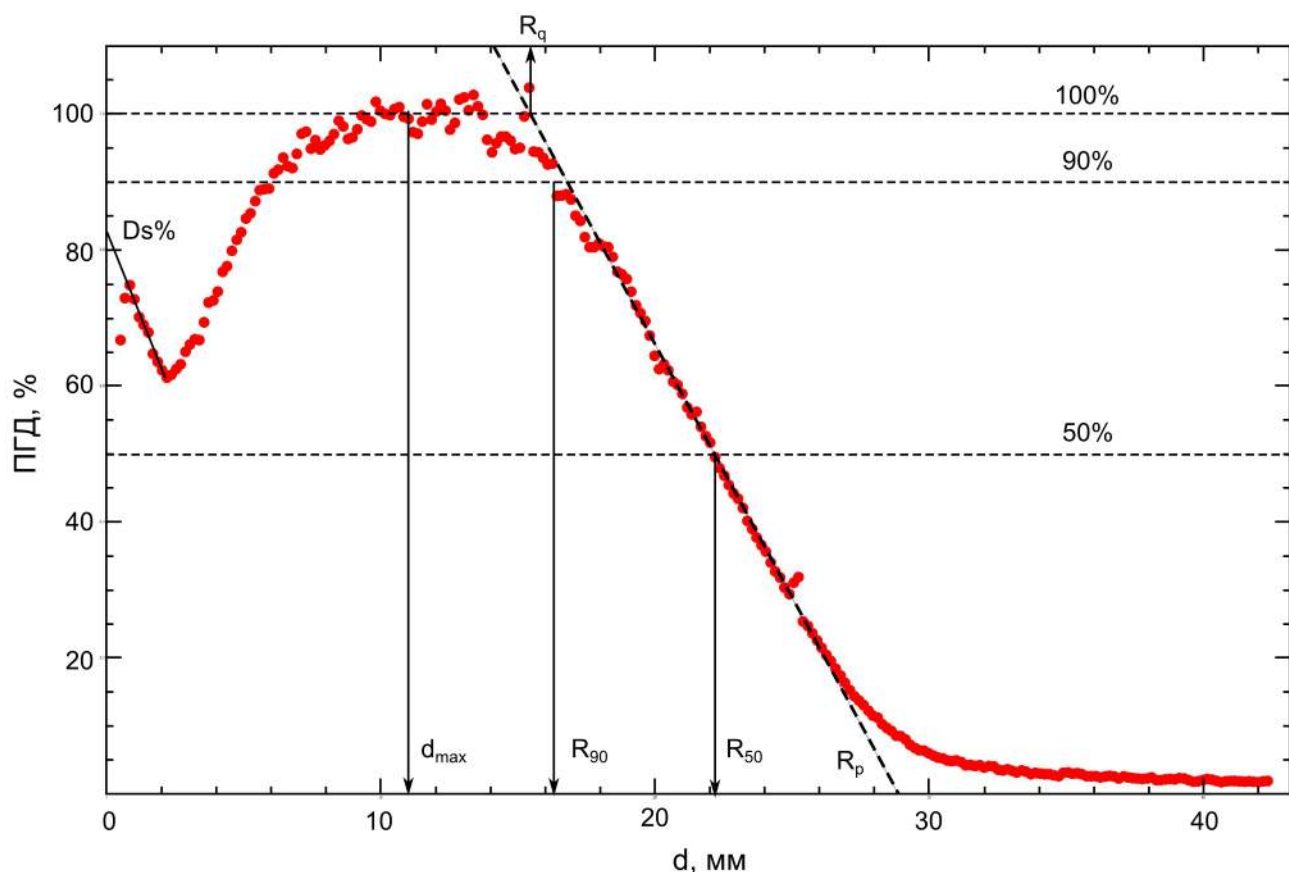


Рисунок 4.8: Измеренное распределение ПГД для аппликатора 8 см (красный канал) и пояснения к определению параметров, характеризующих распределение

1. $d_{max}^r = d_{max}^g = 11$ мм;
2. $R_{90}^r = R_{90}^g = 16$ мм;
3. $R_{50}^r = R_{50}^g = 22$ мм;
4. $R_p^r = 28,5$ мм, $R_p^g = 28$ мм;
5. $E_{p,0}^r = 5,9$ МэВ, $E_{p,0}^g = 5,8$ МэВ
6. $E_0^r = E_0^g = 5,1$ МэВ
7. $Ds\%{}^r = 78\%$, $Ds\%{}^g = 77\%$.
8. $G^r = 2,15$, $G^g = 2,25$

На рисунке 4.9 приведено, для наглядности, сравнение глубинных распределений, измеренных ионизационной камерой (зелёные круги) и плёнкой (красные точки). Из сравнения глубинных распределений видно, что имеется хорошее согласие между ними в области глубин больше d_{max} . На меньших глубинах имеется видимое расхождение, а именно дозное распределение, измеренное плёнкой, имеет провал в области глубин (2 ÷ 5) мм, который не виден на распределении, измеренном ионизационной камерой.

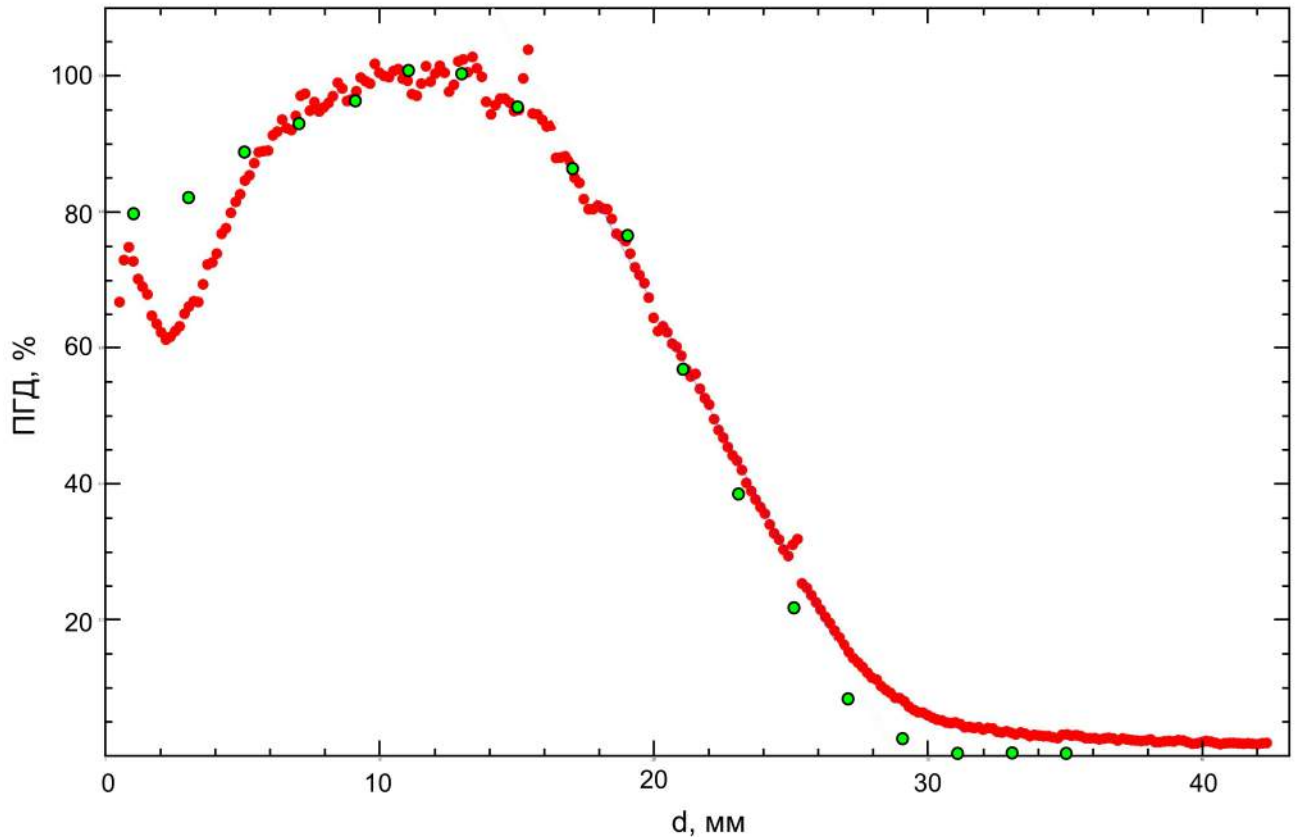


Рисунок 4.9: Сравнение распределений ПГД, измеренных для аппликатора 8 см с помощью ионизационной камеры (зелёные круги) и с помощью плёнки (красные точки)

Сравнение характеристик глубинных распределений, представленных выше и полученных при измерениях ионизационной камерой (см. таблицу 4.1) показывает хорошее согласие двух методов измерения. Основные отличия заключаются лишь в величинах измеренного практического пробега, который в случае измерения плёнками выше. Это объясняется, скорее всего, более точным промером хвоста распределения с помощью плёнки. Вторым отличием является величина поверхностной дозы $D_s\%$, и различие характера поведения кривых в области глубин порядка ($2 \div 5$) мм. Для проверки причин такого различия было проведено численное моделирование, которое описано в следующем разделе.

После определения характерных глубин можно переходить к построению поперечных распределений поглощённой дозы. На рисунке 4.10 приведены поперечные распределения процентной дозы (ПД) для характерных глубин d_{max} , R_{90} , R_{50} , R_p . За 100% принята доза на глубине d_{max} на оси пучка. Из рисунка 4.10 видно, что поперечное распределение поглощённой дозы является негладкой функцией. Для удобства определения характерных параметров поперечное распределение сглаживалось функцией бегущего среднего по 20 точкам. Сглаженная кривая для глубины d_{max} также показана на рисунке 4.10.

Определение параметров, характеризующих поперечное распределение поглощённой дозы, не вызывает особых трудностей. Дополнительным параметром, использованным нами, была ширина распределения, измеряемая на глубине d_{max} , как ширина на уровне 80%. Дан-

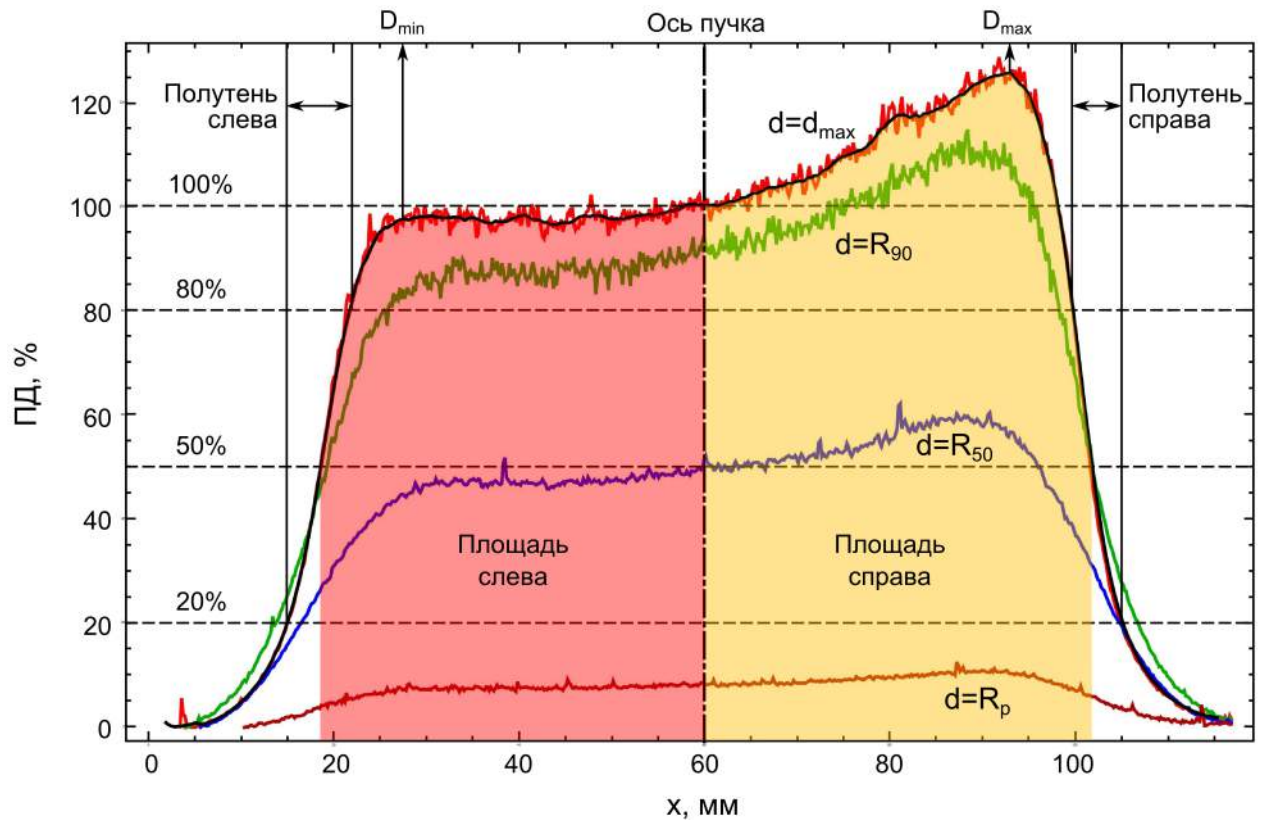


Рисунок 4.10: Измеренные поперечные распределения ПД для аппликатора 8 см (красный канал) и пояснения к определению параметров, характеризующих распределение

ная величина обозначена нами как W . Единственная трудность - это вычисление плоскостности, так как очень сложно определить точку D_{min} на представленном распределении. В качестве точки D_{min} была принята точка симметричная относительно оси пучка точке D_{max} . Плоскостность пучка была определена для трех глубин: d_{max} , R_{90} и R_{50} .

1. $W^r = W^g = 78 \text{ мм}$
2. $S^r = 7,3\%$, $S^g = 7,4\%$
3. $F_{d_{max}}^r = 12,4\%$, $F_{d_{max}}^g = 12\%$
4. $F_{R_{90}}^r = 15\%$, $F_{R_{90}}^g = 12,7\%$
5. $F_{R_{50}}^r = 15\%$, $F_{R_{50}}^g = 16,4\%$
6. Полутень (красный канал) слева - 6,9 мм, справа - 5,2 мм
7. Полутень (зелёный канал) слева - 5,8 мм, справа - 4,8 мм

Сравнение характеристик, полученных из обработки изображения для красного и зелёного каналов, показывает неплохое совпадение, что говорит о правильной калибровке. Различие даёт оценку точности используемых методов. Общий анализ полученных кривых пространственного распределения показывает, что имеются существенные деформации пучка, при-

водящие к плохой плоскостности и симметрии. В распределении имеется «горячее пятно», которое деформирует измеряемые распределения.

На рисунке 4.11 показано пространственное распределение абсолютного значения поглощённой дозы при расположении плёнки поперёк пучка на глубине d_{max} . На рисунке 4.11 отчётливо видно «горячее пятно», которое приводит к локальному повышению дозы в одной из частей поля облучения.

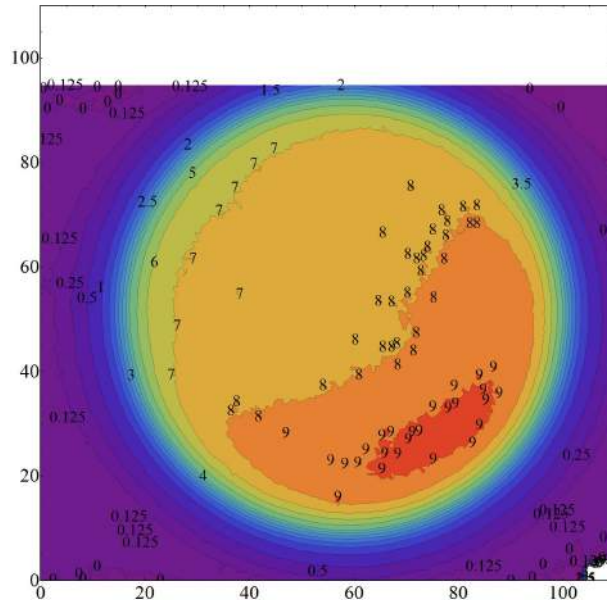


Рисунок 4.11: Измеренные на глубине d_{max} поперечные распределения абсолютного значения поглощённой дозы для аппликатора 8 см (красный канал)

Анализ распределения поглощённой дозы плёнкой в твердотельном фантоме для круглого аппликатора диаметром 3,5 см

При использовании круглого аппликатора диаметром 3,5 см было получено глубинное распределение ПГД, показанное на рисунке 4.12.

Анализ распределения даёт следующие значения искомых параметров:

1. $d_{max}^r = d_{max}^g = 11$ мм;
2. $R_{90}^r = R_{90}^g = 16$ мм;
3. $R_{50}^r = 22,6$ мм, $R_{50}^g = 22$ мм;
4. $R_p^r = 29$ мм, $R_p^g = 28$ мм;
5. $E_{p,0}^r = 6$ МэВ, $E_{p,0}^g = 5,8$ МэВ
6. $E_0^r = 5,3$ МэВ, $E_0^g = 5,1$ МэВ
7. $Ds\%{}^r = 80\%$, $Ds\%{}^g = 81\%$.

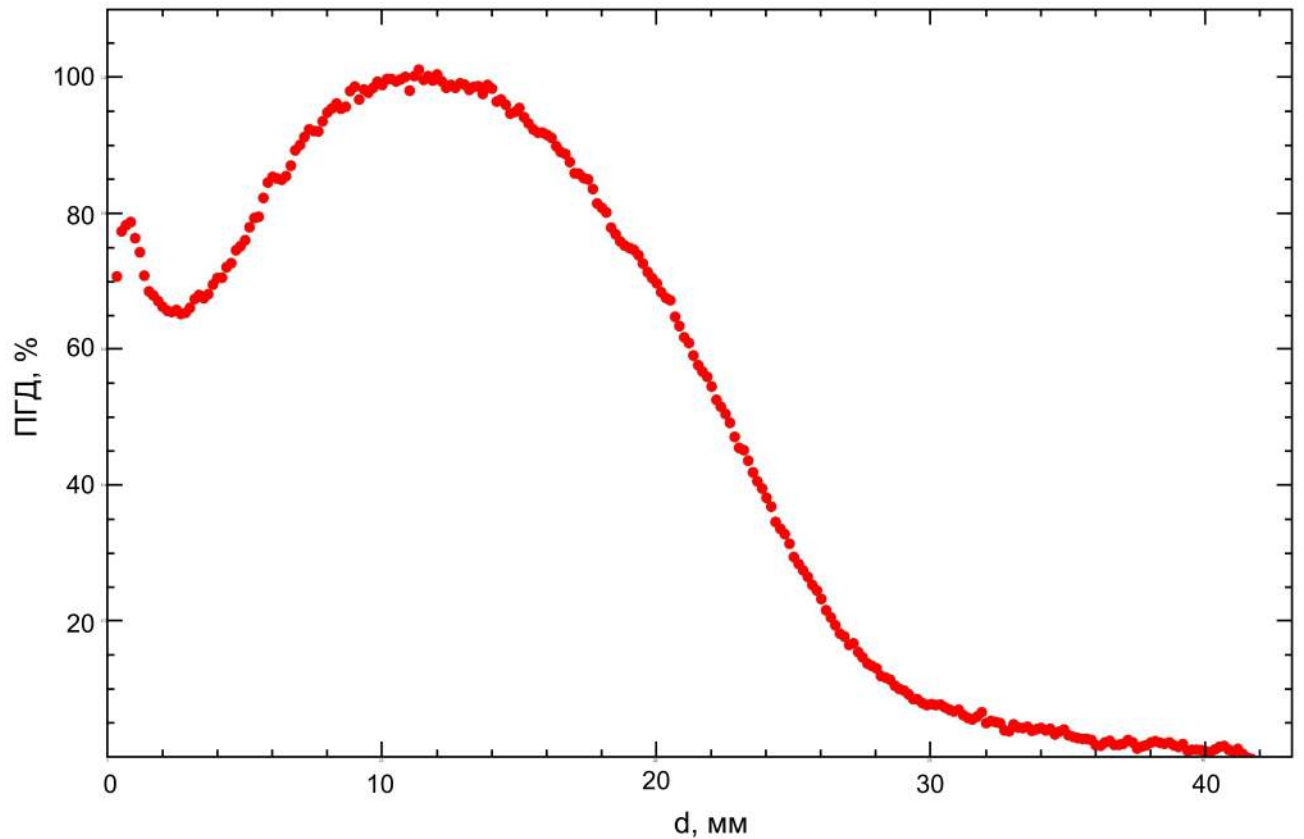


Рисунок 4.12: Измеренное распределение ПГД для аппликатора 3,5 см (красный канал)

8. $G^r = 2,2$, $G^g = 2,25$

На рисунке 4.13 представлены поперечные распределения излучения для аппликатора 3,5 см.

Из рисунка 4.13 видно, что поперечные распределения ПД для малого круглого аппликатора являются более плоскими и равномерными по сравнению с распределениями от аппликатора 8 см (см. рисунок 4.10). Анализ полученного распределения даёт следующее значение характеризующих параметров:

1. $W^r = 29$ мм $W^g = 28$ мм
2. $S^r = 0,35\%$, $S^g = 0,22\%$
3. Полутень (красный канал) слева - 6,1 мм, справа - 6,4 мм
4. Полутень (зелёный канал) слева - 6,1 мм, справа - 6,2 мм

Значения характеристик плоскостности пучка не определяются из распределения, показанного на рисунке 4.13, так как в нашем случае в распределении отсутствуют характерные максимумы по краям профиля пучка. Точкой максимума является ось пучка.

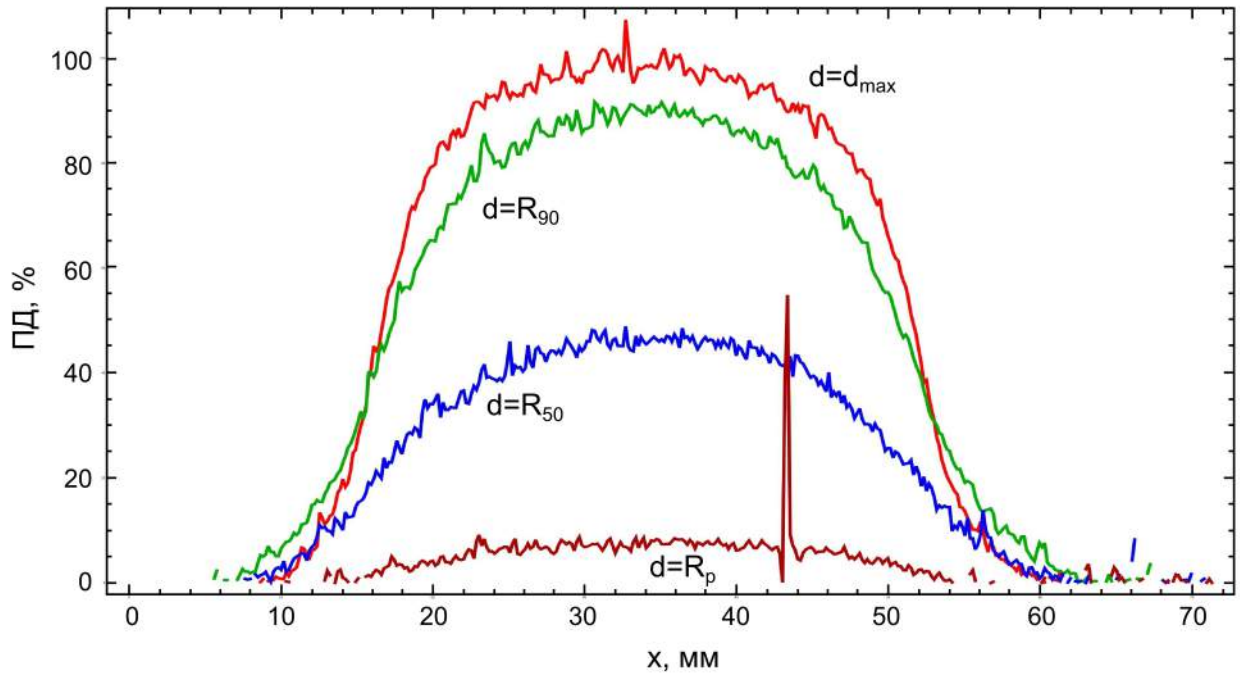


Рисунок 4.13: Измеренные поперечные распределения ПД для аппликатора 3,5 см (красный канал)

Анализ распределения поглощённой дозы плёнкой в твердотельном фантоме для малого овального аппликатора

В случае аппликаторов без аксиальной симметрии интерес представляют поперечные распределения поглощённой дозы в обоих направлениях. Поэтому в данном и последующих разделах представлены результаты измерения поперечных распределений вдоль длинной и вдоль короткой сторон аппликатора.

В результате анализа глубинного распределения ПГД были получены следующие значения характеризующих параметров:

1. $d_{max}^r = d_{max}^g = 11$ мм;
2. $R_{90}^r = R_{90}^g = 16$ мм;
3. $R_{50}^r = 22,7$ мм, $R_{50}^g = 22$ мм;
4. $R_p^r = 29$ мм, $R_p^g = 28$ мм;
5. $E_{p,0}^r = 6$ МэВ, $E_{p,0}^g = 5,8$ МэВ
6. $E_0^r = 5,3$ МэВ, $E_0^g = 5,1$ МэВ
7. $Ds\%^r = 81\%$, $Ds\%^g = 81\%$.
8. $G^r = 2,3$, $G^g = 2,4$

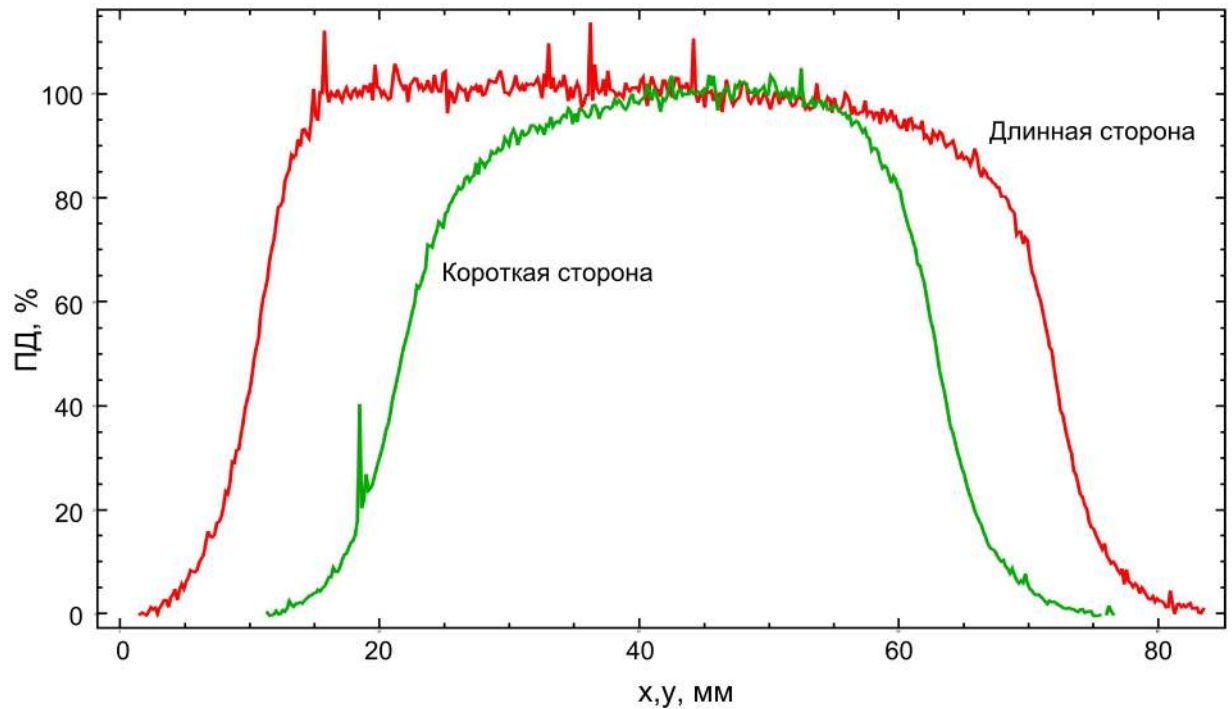


Рисунок 4.14: Измеренные поперечные распределения ПД для малого овального аппликатора (красный канал)

На рисунке 4.14 представлены поперечные распределения излучения для малого овального аппликатора как для длинной, так и для короткой стороны.

Анализ полученного распределения для случая короткой стороны аппликатора даёт следующее значение характеризующих параметров:

1. $W^r = 34$ мм $W^g = 34$ мм
2. $S^r = 4,5\%$, $S^g = 5,1\%$
3. Полутень (красный канал) слева - 7,5 мм, справа - 6,1 мм
4. Полутень (зелёный канал) слева - 7,0 мм, справа - 5,4 мм

Анализ полученного распределения для случая длинной стороны аппликатора даёт следующее значение характеризующих параметров:

1. $W^r = 55$ мм $W^g = 54$ мм
2. $S^r = 2,7\%$, $S^g = 2,9\%$
3. Полутень (красный канал) слева - 5,1 мм, справа - 6,7 мм
4. Полутень (зелёный канал) слева - 4,3 мм, справа - 6,5 мм

Значения характеристик плоскостности пучка не определяются, в нашем случае, из распределения, показанного на рисунке 4.14, так как в распределении отсутствуют характерные максимумы по краям распределения.

Анализ распределения поглощённой дозы плёнкой в твердотельном фантоме для большого овального аппликатора

В результате анализа глубинного распределения ПГД были получены следующие значения характеризующих параметров:

1. $d_{max}^r = d_{max}^g = 11$ мм;
2. $R_{90}^r = R_{90}^g = 16$ мм;
3. $R_{50}^r = 22,0$ мм, $R_{50}^g = 21,3$ мм;
4. $R_p^r = 28,3$ мм, $R_p^g = 27,3$ мм;
5. $E_{p,0}^r = 5,8$ МэВ, $E_{p,0}^g = 5,8$ МэВ
6. $E_0^r = 5,1$ МэВ, $E_0^g = 5,0$ МэВ
7. $Ds\%{}^r = 78\%$, $Ds\%{}^g = 78\%$.
8. $G^r = 2,2$, $G^g = 2,3$

На рисунке 4.15 представлены поперечные распределения поглощённой дозы излучения для большого овального аппликатора как для длинной, так и для короткой стороны. Из рисунка видно, что дозное поле, формируемое данным аппликатором, имеет плохую плоскостность и, тем самым, похоже на дозное поле, сформированное большим круглым аппликатором (см. рисунок 4.10).

Анализ полученного распределения для случая короткой стороны аппликатора даёт следующее значение характеризующих параметров:

1. $W^r = 68$ мм $W^g = 67$ мм
2. $S^r = 3,7\%$, $S^g = 4,2\%$
3. Полутень (красный канал) слева - 8,1 мм, справа - 6,2 мм
4. Полутень (зелёный канал) слева - 8,3 мм, справа - 5,8 мм

Анализ полученного распределения для случая длинной стороны аппликатора даёт следующее значение характеризующих параметров:

1. $W^r = 103$ мм $W^g = 103$ мм
2. $S^r = 8,7\%$, $S^g = 8,6\%$
3. Полутень (красный канал) слева - 8,1 мм, справа - 5,8 мм
4. Полутень (зелёный канал) слева - 7,2 мм, справа - 5,2 мм

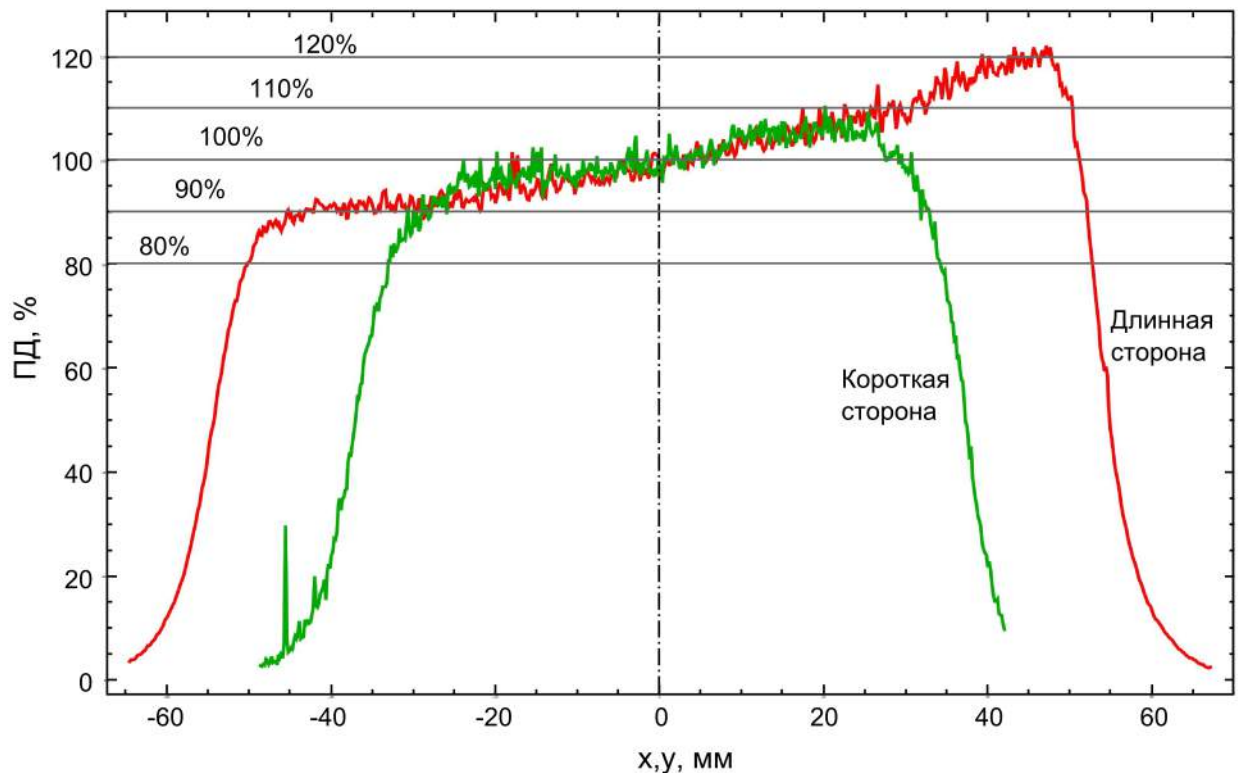


Рисунок 4.15: Измеренные поперечные распределения ПД для большого овального аппликатора (красный канал)

Выводы по анализу распределений дозных полей, полученных для прямых аппликаторов

Глубинное распределение дозных полей, полученное для всех прямых аппликаторов, отличается схожими характеристиками, что объясняется тем, что распределение ПГД, в основном, определяется энергией электронного пучка. Сравнение распределений показывает, что «терапевтическая» энергия электронного пучка составляет $(5,8 \div 6)$ МэВ, что совпадает с заявленной энергией.

Анализ поперечных распределений поглощённой дозы электронного пучка для прямых аппликаторов показывает, что имеются два разных случая. В случае больших аппликаторов имеется ярко выраженное «горячее пятно» в поперечном распределении поглощённой дозы. Доза в данном пятне достигает до 120%. Из-за присутствия этого пятна не выполняются требования по плоскостности пучка и по его симметрии. В случае малых аппликаторов поперечное распределение дозы имеет более равномерный характер. Симметрия пучка находится в границах допустимых значений. Следует, однако, отметить, что определение плоскостности пучка представляет затруднения, так как в форме поперечного распределения ПД отсутствуют характерные «рога» – максимумы вблизи краёв аппликатора.

Такое отличие поперечных распределений ПД от классических случаев может свидетельствовать о том, что система вывода пучка из бетатрона требует модернизации. Такое поведение дозного распределения может объясняться несовпадением оси пучка и оси аппликатора. В рамках работ по разработке нового поколения комплексов для ИОЛТ на базе бетатронов

исследованный метод дозиметрии будет активно использоваться для определения параметров пучка, создания эффективной системы вывода с переменной энергией и прецизионного совмещения осей пучка и аппликатора для разных терапевтических энергий.

Распределения дозных полей, полученных для наклонных аппликаторов

На рисунке 4.16 представлено распределение ПД для малого наклонного аппликатора.

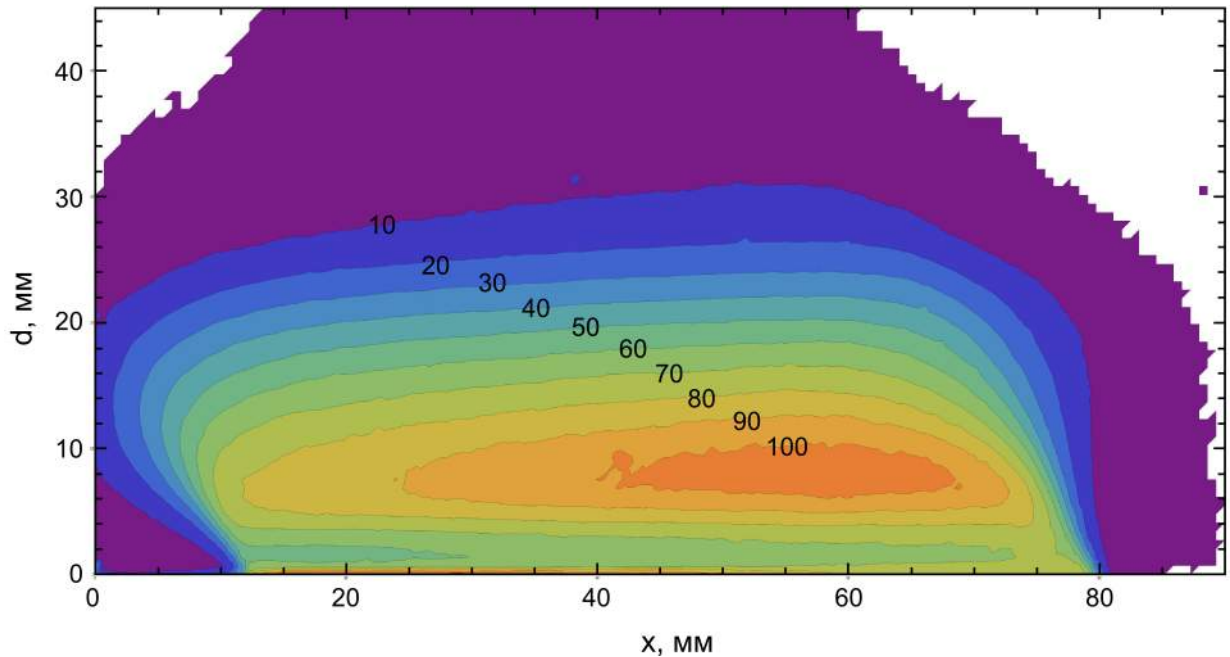


Рисунок 4.16: Распределение ПД для малого наклонного аппликатора (красный канал)

На рисунке 4.17 приведено сравнение глубинного распределения, измеренного вдоль оси, от прямых аппликаторов и от наклонного аппликатора. Красными точками показано распределение для наклонного аппликатора, синими точками - для прямого аппликатора диаметром 8 см, зелёными точками - для прямого аппликатора диаметром 3,5 см. Распределения приведены для красного канала. Из рисунка 4.17 можно видеть, что при использовании наклонного аппликатора происходит изменение глубинного распределения, которое приводит к тому, что уменьшается глубина дозного максимума, уменьшается зона плато и спадающая часть дозного распределения становится более пологой.

На рисунке 4.18 представлено распределение ПД для большого наклонного аппликатора.

Из рисунков 4.16 и 4.18 видно, что использование наклонного аппликатора приводит к неравномерности распределения ПД. Появляются клинообразные области повышенной дозы, которые схожи со случаем использования клиновидных фильтров в дистанционной фотонной терапии. Следует отметить, что неравномерность распределения ПД для наклонных аппликаторов похожа на измеренную неравномерность дозы для больших прямых аппликаторов (см. рисунок 4.7), что говорит в пользу гипотезы о несоосности оси пучка и оси аппликатора.

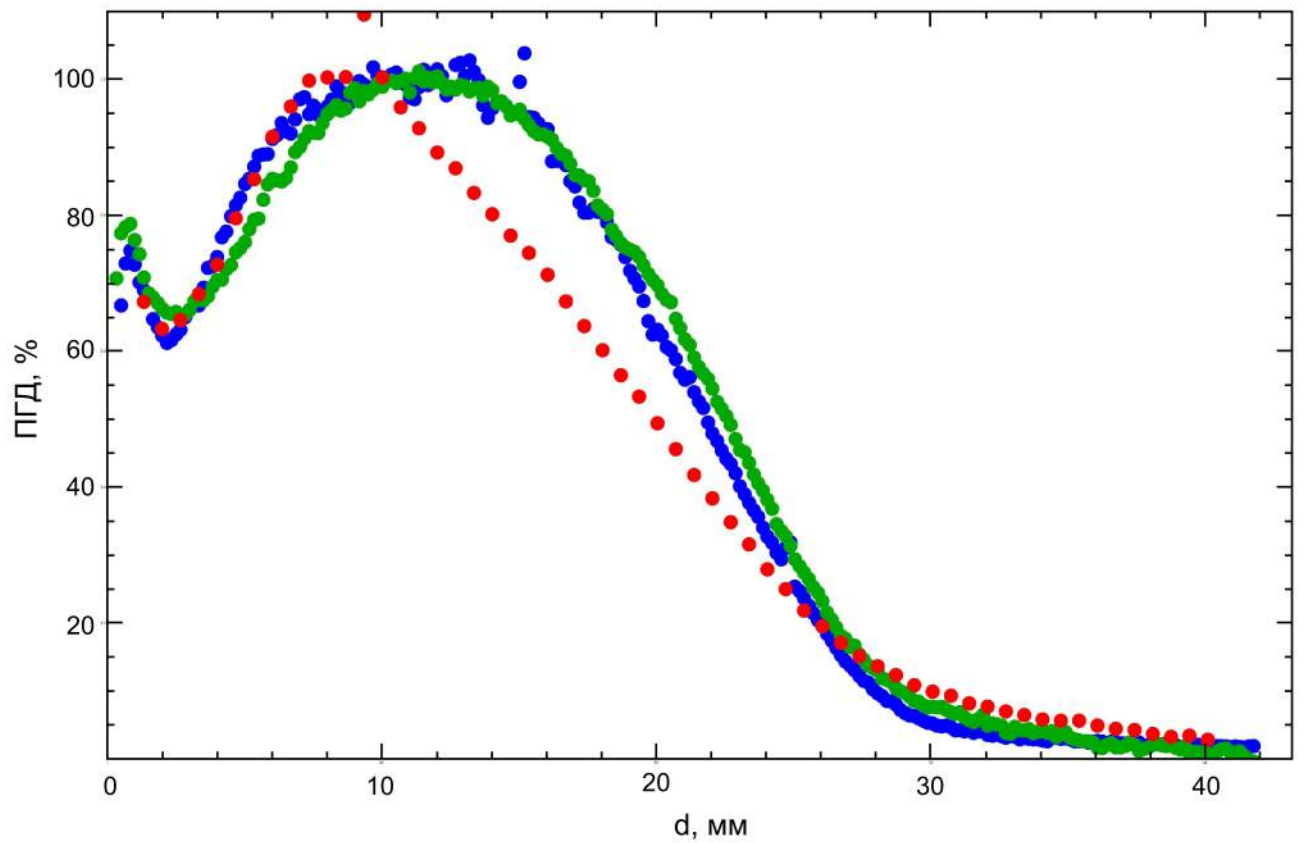


Рисунок 4.17: Сравнение глубинного распределения, измеренного вдоль оси, от прямых аппликаторов и от наклонного аппликатора. Красными точками показано распределение для наклонного аппликатора, синими точками - для прямого аппликатора диаметром 8 см, зелёными точками - для прямого аппликатора диаметром 3,5 см

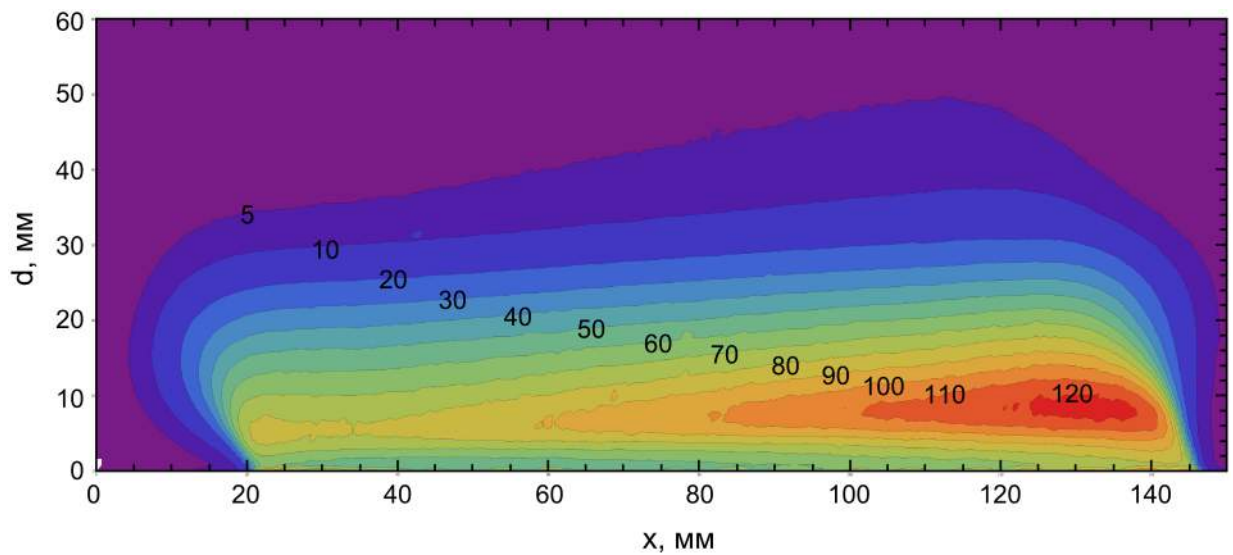


Рисунок 4.18: Распределение ПД для большого наклонного аппликатора (красный канал)

4.3 Моделирование глубинного распределения процентной глубинной дозы, измеренной с помощью плёнок и ионизационной камеры

Для того, чтобы выяснить причины отличия в глубинном распределении ПГД, измеренной плёнкой и ионизационной камерой (см. рисунок 4.9) было проведено численное моделирование методами Монте-Карло в программном пакете PCLab, разработанном на кафедре прикладной физики Томского политехнического университета.

«Программа «Компьютерная лаборатория»(КЛ/ PCLab) предназначена для моделирования методом Монте-Карло процессов распространения электронов, позитронов, фотонов и протонов в веществе, визуализации этих процессов распространения на экране дисплея и получения численных результатов взаимодействия (например, альbedo, коэффициентов пропускания частиц, энергетических и угловых распределений частиц, распределений поглощённой энергии в веществе, дозы за защитой и т.д.). » (цитата по [120]). Программа PCLab основана на пакете программ EPHSA, который рассчитывает перенос излучения в веществе [121].

В рамках моделирования были рассмотрены три задачи в режиме аксиально-симметричной геометрии, что позволило существенно сократить время расчёта.

Первой задачей был расчёт глубинного распределения относительной поглощённой дозы в воде от моноэнергетического источника электронов с энергий 6 МэВ диаметром 3,5 см (распределение электронов по радиусу равномерное). Схема данной задачи приведена на рисунке 4.19а. Источник располагался в воздухе на расстоянии 1 мм от поверхности воды. В процессе моделирования определялось глубинное распределение поглощённой энергии в зонах на оси пучка диаметром 1 мм при толщине зоны 1 мм. Так как размеры (и массы) всех зон на оси одинаковы, то полученное распределение может быть нормированно на максимум и будет, после этого, соответствовать глубинному распределению ПГД. Диаметр и толщина водной среды были достаточны для полного поглощения всех первичных электронов и большей части фотонов. Общая поглощённая энергия во всей геометрии составляла 5,9 МэВ/первичный электрон.

Второй задачей было моделирование глубинного распределения поглощённой энергии в плёнке, расположенной вдоль оси. Толщина (диаметр) чувствительного слоя при моделировании составляла 30 мкм, толщина окружающего верхнего слоя составляла 100 мкм. Плёнка находилась в воде, диаметр и толщина которой были достаточны для полного поглощения всех первичных электронов и большей части фотонов. Шаг по глубине составлял 1 мм. Схема данной задачи приведена на рисунке 4.19б. Рассчитывалось глубинное распределение поглощённой энергии в чувствительном слое, которое после пересчитывалось в кривую ПГД. Для моделирования использовались следующие данные о плотности и химическом составе слоёв плёнки:

- Чувствительный слой. Плотность $1,2 \text{ г/см}^3$, состав (массовые проценты): углерод - 59,7%, водород - 9,5%, кислород - 26,1%, азот - 0,2%, литий - 0,9%, хлор - 2,3%, калий - 1,3%.
- Поверхностный слой. Плотность $1,3 \text{ г/см}^3$, состав (массовые проценты): углерод - 62,5%, водород - 4,2%, кислород - 33,3%.

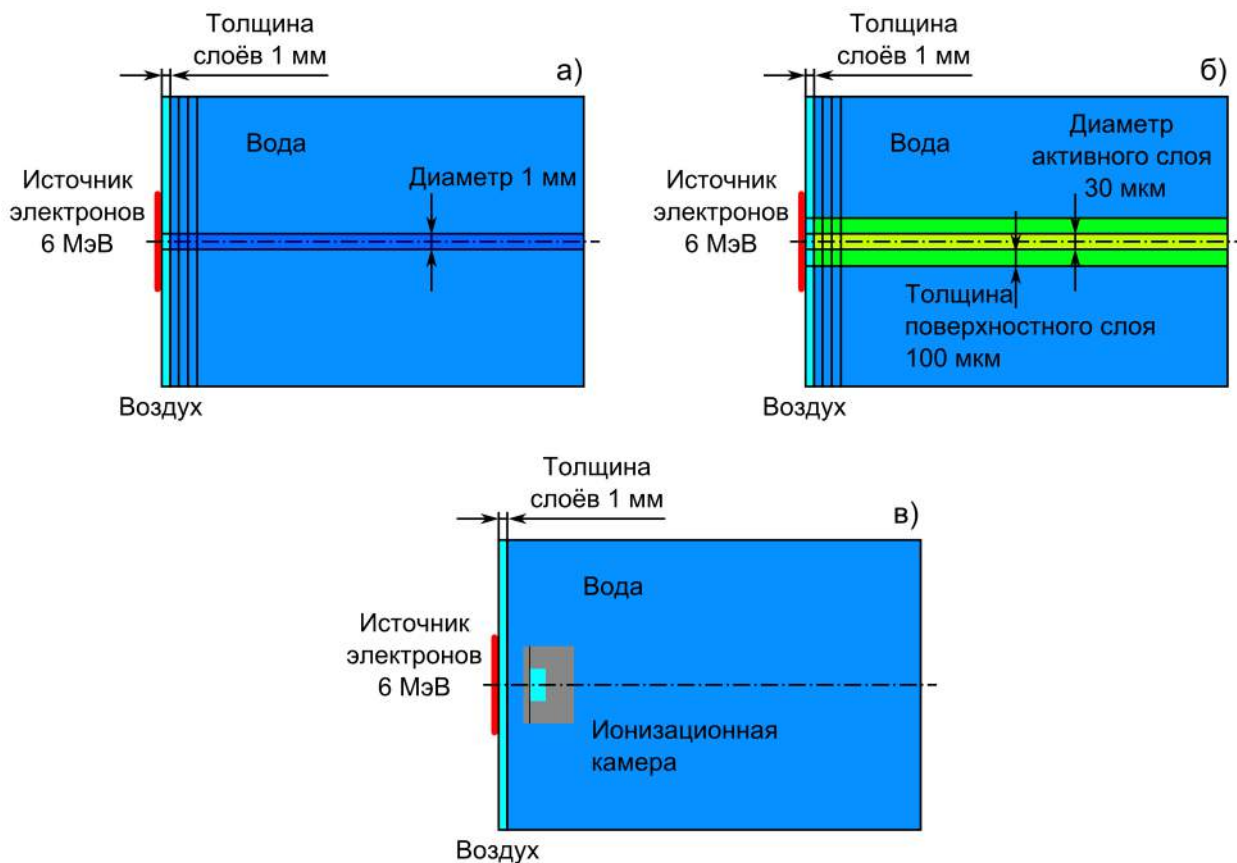


Рисунок 4.19: Схемы моделирования

Данные по составу и плотности плёнки были взяты из работы [122], где они приведены для плёнки семейства Gafchromic EBT-2. К сожалению, подобных данных для плёнки Gafchromic EBT-3 нет.

Третьей задачей было моделирование глубинного распределения ПГД, которое будет измеряться ионизационной камерой. Были заданы геометрические размеры использовавшейся ионизационной камеры PTW 23343 Markus с учётом материала стенок (полиэтилен) и его плотности ($0,8 \text{ г/см}^3$). Диаметр камеры составлял 15 мм, полная толщина - 14 мм, толщина воздушного окна - 2 мм, диаметр окна - 5,3 мм, толщина водозащитного колпачка - 1,3 мм. В ходе моделирования «наращивался» слой воды перед камерой с шагом 1 мм вначале и 2 мм на спадающем участке глубинного распределения ПГД. Схема данной задачи приведена на рисунке 4.19в. В рамках данной задачи измерялась величина поглощённой энергии в воздушной полости камеры, которая пропорциональна ионизационному току камеры. Точкой

измерения считалась задняя стенка водозащитного колпачка, толщина которого составляла 1,3 мм.

При моделировании второй и третьей задач использовался точно такой же источник электронов, как и в первой задаче.

Результаты моделирования распределения процентных глубинных доз показаны на рисунке 4.20. Черной линией показано распределение дозы в воде (зелёные линии - неопределённость расчёта), красные круги - распределение дозы в плёнке с учётом неопределённости расчёта, синие треугольники - распределение дозы при моделировании ионизационной камеры с учётом неопределённостей расчёта. Неопределённости даны для доверительного интервала $P = 0,95$.

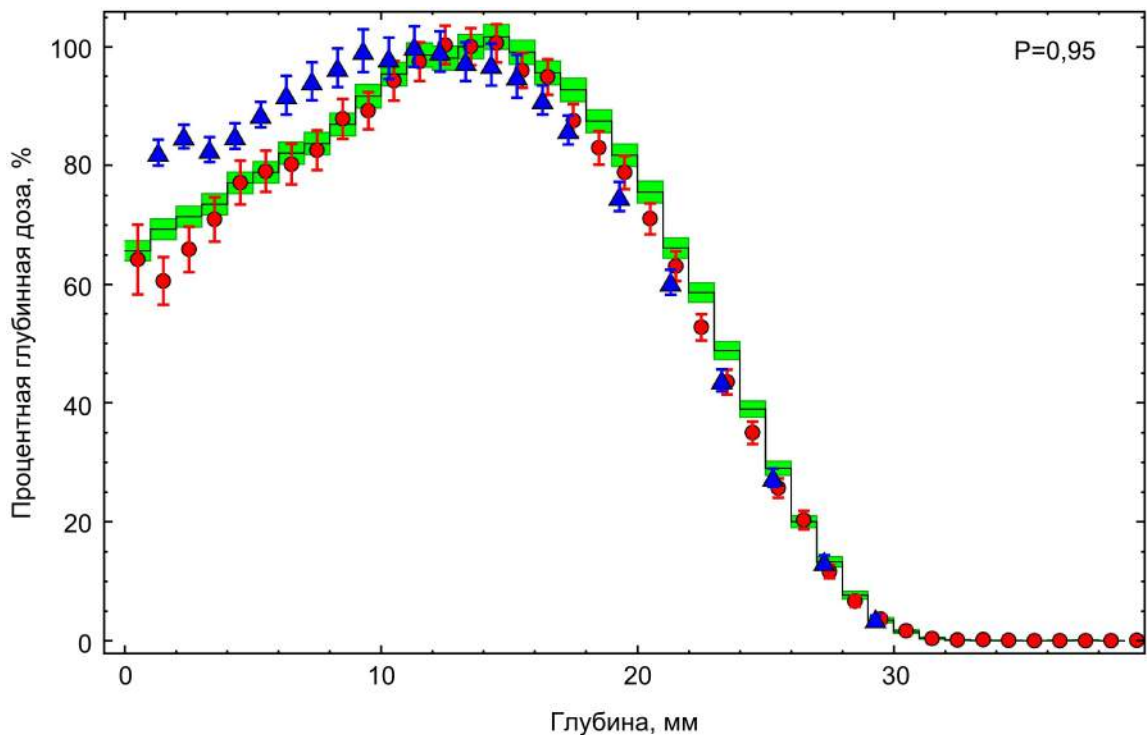


Рисунок 4.20: Результаты моделирования распределения процентных глубинных доз. Черной линией показано распределение дозы в воде (зеленые линии - неопределенность расчёта), красные круги - распределение дозы в плёнке с учётом неопределённости расчёта, синие треугольники - распределение дозы при моделировании ионизационной камеры с учётом неопределённостей расчёта.

Из рисунка 4.20 видно, что глубинное распределение ПГД, «измеренное» с помощью плёнки гораздо лучше совпадает с распределением, полученным в чистой воде. Использование ионизационной камеры существенно искажает участок процентной глубинной дозы до дозного максимума, давая завышенный результат поверхностной дозы. Таким образом, моделирование показывает, что плёнка дает более правильную оценку поведения кривой ПГД от поверхности до дозного максимума, что особенно важно для задач дозиметрии комплексов для ИОЛТ.

4.4 Выводы по главе 4

Клиническая дозиметрия электронного пучка для интраоперационного бетатрона сводится к определению или измерению следующих характеристик (для каждой комбинации размер аппликатора/энергия пучка, если позволяет аппарат): глубинного распределения поглощённой дозы вдоль центральной оси пучка и всех её параметров, а именно, наиболее вероятной энергии пучка на поверхности фантома, мощности поглощённой дозы (абсолютной величины поглощённой дозы) в точке дозного максимума; поперечных профилей пучка (по необходимости на нескольких глубинах), плоскостности поля, симметричности поля и загрязнение рентгеновским излучением электронного пучка.

Измерения проводились для ряда коллиматоров: круглый малый аппликатор (диаметр 3,5 см, длина 18 см), круглый большой аппликатор (диаметр 8 см, длина 18 см), малый овальный аппликатор (6 × 4 см, длина 18 см), большой овальный аппликатор (10,5 × 7,5 см, длина 34 см), малый наклонный овальный аппликатор (7 × 4 см, длина 18 см), большой наклонный овальный аппликатор (13 × 7,5 см, длина 34 см). Все аппликаторы были изготовлены из алюминия.

Измерения были проведены с использованием ионизационной камеры в водном фантоме и плёнок в твердотельном фантоме в «продольной» и «поперечной» геометрии.

Сравнение характеристик глубинных распределений поглощённой дозы, полученных при измерениях ионизационной камерой и плёнкой и продольном расположении показывает хорошее согласие двух методов измерения. Основным отличием является величина поверхностной дозы $D_s\%$, и различие характера поведения кривых в области глубин порядка (2 ÷ 5) мм. Для проверки причин такого различия было проведено численное моделирование методами Монте-Карло.

Моделирование показало, что глубинное распределение ПГД, «измеренное» с помощью плёнки гораздо лучше совпадает с распределением, полученным в чистой воде. Использование ионизационной камеры существенно искажает участок процентной глубинной дозы до дозного максимума, давая завышенный результат поверхностной дозы. Таким образом, моделирование показывает, что плёнка в продольной геометрии дает более правильную оценку поведения кривой ПГД от поверхности до дозного максимума, что особенно важно для задач дозиметрии комплексов для ИОЛТ.

Глубинное распределение дозных полей, полученное для всех прямых аппликаторов, имеет схожие характеристики, что объясняется тем, что распределение ПГД, в основном, определяется энергией электронного пучка. Сравнение распределений показывает, что «терапевтическая» энергия электронного пучка составляет (5,8 ÷ 6) МэВ, что совпадает с заявленной энергией.

Анализ поперечных распределений электронного пучка бетатрона МИБ для фиксированной геометрии расположения прямого аппликатора показывает, что имеются два разных случая. В случае больших аппликаторов имеется ярко выраженное «горячее пятно» в попе-

речном распределении дозы. Величина превышения дозы в данном пятне доходит до 20%. Из-за присутствия этого пятна не выполняются требования по плоскостности пучка и по его симметрии. В случае малых аппликаторов поперечное распределение поглощённой дозы имеет более равномерный характер. Симметрия пучка находится в границах допустимых значений. Следует, однако, отметить, что определение плоскостности пучка представляет затруднения, так как в форме поперечного распределения ПД отсутствуют характерные повышения дозы на краях поперечного сечения пучка, вызванные рассеянием от стенок аппликатора. Такое отличие поперечных распределений ПД от классических случаев может свидетельствовать о том, что система вывода пучка из бетатрона требует модернизации.

При разработке нового поколения комплексов для ИОЛТ на базе бетатронов, которая сейчас ведётся в Томском политехническом университете, исследованный метод дозиметрии будет активно использоваться для определения параметров пучка и создания эффективной системы вывода, которая будет обеспечивать прецизионное совпадение оси пучка и оси аппликатора при условии не только постоянной, но и переменной терапевтической энергии выведенного электронного пучка.

Заключение

В рамках диссертационной работы были выполнены все поставленные задачи.

Плёночный дозиметр семейства ЕВТ-3 подходит для клинической дозиметрии электронных и фотонных пучков в качестве вторичного дозиметра после ионизационных камер, благодаря своей тканеэквивалентности и высокому пространственному разрешению.

При исследованиях характеристик данного дозиметра было определено следующее:

1. Сканирование плёнки в ландшафтной и портретной ориентации даёт существенно разный результат по величине PV (разность в откликах порядка 4,5%). Таким образом, перед началом процедуры использования плёнок необходимо выбрать одно определённое положение плёнки относительно направления сканирования. При этом во всех процедурах использования плёнки следует придерживаться одной определенной ориентации, что согласуется с рекомендациями производителя.
2. Изменения чувствительности отклика плёнки в зависимости от стороны сканирования («верхняя» или «нижняя») незначительны (порядка 0,7% для доз выше 4 Гр), благодаря симметричной конфигурации слоя ЕВТ-3.
3. При исследовании пострадиационного эффекта было установлено оптимальное время выдержки плёнки после облучения, которое составляет 24 часа после облучения, после которого изменение оптической плотности пренебрежимо мало. При сканировании плёнки через 5 суток оптическая плотность совпадает с плотностью после 24 часов в пределах неопределенности.
4. По результатам калибровки плёнок на ускорителе Elekta Axesse можно сделать вывод, что утверждение производителя об одинаковой чувствительности плёнок к различным видам излучения подтверждается результатами наших измерений, т.е. не имеется существенного различия в калибровочных кривых для фотонного и электронного пучков. При этом следует отметить, что полученные калибровочные кривые для обоих видов излучения хорошо описываются выражением (2.3).

Полученные в результате эксперимента оценки неопределённости измерения поглощённой дозы показывают, что зелёный канал является предпочтительным при облучении плёнок дозами больше чем 0,5 Гр, так как в этом случае значения неопределённостей,

вызываемые локальной неоднородностью и ошибками аппроксимации, как для фотонного, так и для электронного пучка, находятся в пределах 4% (доверительная вероятность $P = 0,95$). Это, в принципе, позволяет использовать плёнку для проведения количественной клинической дозиметрии.

Сравнение калибровочных кривых для фотонного и электронного пучков с учётом ошибок аппроксимации показывает, что данные кривые лучше совпадают для зелёного канала цветности, что также делает предпочтительным его использование.

Полученные данные показывают, что при измерении с помощью плёнок поглощённой дозы, равной 1 Гр получатся следующие неопределённости, вызванные ошибкой аппроксимации: $\Delta D_{red}^{photon} = \pm 5\%$, $\Delta D_{green}^{photon} = \pm 3\%$, $\Delta D_{red}^{electron} = \pm 3,2\%$, $\Delta D_{green}^{electron} = \pm 1,8\%$. Если учесть ещё и локальную неоднородность, то получатся следующие значения $\Delta D_{red}^{photon} = \pm 5,5\%$, $\Delta D_{green}^{photon} = \pm 4,5\%$, $\Delta D_{red}^{electron} = \pm 3,7\%$, $\Delta D_{green}^{electron} = \pm 3,2\%$. Такой высокий уровень локальной неоднородности не позволяет измерять поглощённые дозы на уровне 1 сГр, как заявлено производителем. Так, при уровне поглощённой дозы 10 сГр неопределённость, учитывающая локальную неоднородность составляет уже 15% для случая красного канала и электронного пучка. Для уровня сигнала порядка 1 сГр эта неопределённость составит уже 150%, что однозначно не позволяет использовать плёнку семейства Gafchromic EBТ-3 для дозиметрии таких малых поглощённых доз.

Полученные результаты совпадения калибровочных кривых для электронных пучков высоких энергий показывают, что возможно использовать одну калибровочную кривую для пучков в диапазоне энергий, как минимум, (6 ÷ 10) МэВ. Красный канал возможно использовать для поглощённых доз, не превышающих 2 Гр. Зелёный канал более предпочтителен для использования в широком диапазоне поглощённых доз.

В результате сравнения калибровочных кривых на различных рентгеновских пучках при энергии фотонного излучения 50 ÷ 300 кВ и результатов калибровки на пучке линейного ускорителя Elekta Axesse были построены зависимости коэффициентов a , полученных при аппроксимации данных, от энергии фотонного излучения. Можно сделать следующие выводы:

- Красный канал плёнки, в пределах неопределённостей, имеет слабую энергетическую зависимость для всех энергий фотонного излучения.
- Зелёный канал плёнки, в пределах неопределённостей, имеет более выраженную энергетическую зависимость для фотонов рентгеновского диапазона и фотонов высоких энергий.
- Неопределённость определения поглощённой дозы для зелёного и красного каналов примерно одинакова. При этом относительная неопределённость растёт со снижением оптической плотности. При поглощённых дозах порядка (1 ÷ 2) Гр неопре-

делённость для всех калибровочных кривых лежит в пределах $(3 \div 8)\%$ (доверительная вероятность $P = 0,95$).

Таким образом, при дозиметрии фотонного излучения рентгеновского диапазона при поглощённых дозах до 2-х Гр использование красного канала цветности позволяет использовать одну калибровочную кривую для пучков различных энергий. Это потенциально позволяет использовать плёнки семейства Gafchromic EBТ-3 для клинической дозиметрии при проведении радиобиологических исследований «фотон-захватной» терапии, т.к. при проведении исследований на клеточных культурах необходимо измерить дозы на глубинах порядка $(3 \div 5)$ мм водного эквивалента при напряжениях на трубке $(100 \div 300)$ кВ, что затруднительно сделать с использованием цилиндрической ионизационной камеры.

С помощью полимерных плёнок была проведена клиническая дозиметрия электронного пучка бетатрона с энергией 6 МэВ, который предназначен для процедур ИОЛТ. Измерения были проведены с использованием ионизационной камеры в водном фантоме и плёнок в твердотельном фантоме в «продольной» и «поперечной» геометрии.

Сравнение характеристик глубинных распределений, полученных при измерениях ионизационной камерой и плёнкой и продольном расположении показывает хорошее согласие двух методов измерения. Основным отличием является величина поверхностной поглощённой дозы $D_s\%$, и различие характера поведения кривых в области глубин порядка $(2 \div 5)$ мм. Для проверки причин такого различия было проведено численное моделирование методами Монте-Карло.

Моделирование показало, что глубинное распределение ПГД, «измеренное» с помощью плёнки гораздо лучше совпадает с распределением, полученным в чистой воде. Использование ионизационной камеры существенно искажает участок процентной глубинной дозы до дозного максимума, давая завышенный результат поверхностной поглощённой дозы. Таким образом, моделирование показывает, что плёнка в продольной геометрии дает более правильную оценку поведения кривой ПГД от поверхности до дозного максимума, что особенно важно для задач дозиметрии комплексов для ИОЛТ.

Глубинное распределение дозных полей, полученное для всех прямых аппликаторов, имеет схожие характеристики, что объясняется тем, что распределение ПГД, в основном, определяется энергией электронного пучка. Сравнение распределений показывает, что «терапевтическая» энергия электронного пучка составляет $(5,8 \div 6)$ МэВ, что совпадает с заявленной энергией.

Анализ поперечных распределений электронного пучка бетатрона МИБ для фиксированной геометрии расположения прямого аппликатора показывает, что имеются два разных случая. В случае больших аппликаторов имеется ярко выраженное «горячее пятно» в поперечном распределении дозы. Величина превышения дозы в данном пятне достигает до 20%. Из-за присутствия этого пятна не выполняются требования по плоскостности пучка и по

его симметрии. В случае малых аппликаторов поперечное распределение дозы имеет более равномерный характер, что может объясняться несоосностью оси пучка и оси аппликатора.

При разработке нового поколения комплексов для ИОЛТ на базе бетатронов, которая сейчас ведется в Томском политехническом университете, исследованный метод дозиметрии будет активно использоваться для определения параметров пучка и создания эффективной системы вывода, которая будет обеспечивать прецизионное совпадение оси пучка и оси аппликатора при условии не только постоянной, но и переменной терапевтической энергии выведенного электронного пучка.

Также в заключение автор считает своим приятным долгом выразить благодарность, во-первых, своему научному руководителю Потылицыну Александру Петровичу за предоставленную возможность реализовать научную работу и повышение её качества, во-вторых, Бедному Игорю Витальевичу и Филатову Петру Валерьевичу (НИИ Патологии Кровообращения им. Е.Н. Мешалкина, г. Новосибирск) за предоставленную базу и оборудование для проведения ряда экспериментов, а также за помощь в их проведении и написание совместных статей, в-третьих, Маликову Евгению Львовичу, Рычкову Максиму Михайловичу и Шестаку Александру Павловичу за предоставленную возможность работать с бетатроном и рентгеновским аппаратом Comet, в-четвертых Стучеброву Сергею Геннадьевичу за помощь при работе с рентгеновским аппаратом РАП.

Также хочу выразить особую признательность Сухих Леониду Григорьевичу за помощь в оформлении диссертации и рекомендации в проведении исследований.

Список литературы

1. Последние данные ВОЗ по раку. — 2015. <http://www.who.int/cancer/ru/>.
2. Радиохирurgia и лучевая терапия в Новосибирском научно-исследовательском институте патологии кровообращения имени академика Е.Н. Мешалкина / О.Ю. Аникеева, Е.С. Половников, Е.А. Самойлова, П.М. Иванов. — 2010.
3. И.А. Гулидов, И.П. Асланиди. О состоянии и перспективах развития дистанционной нейтронной терапии // *Вопросы Онкологии*. — 2014. — Т. 60, № 4. — С. 409–413.
4. I.D. Kawrakow, W.O. Rogers. The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. — 2000.
5. Tomsk Polytechnic University cyclotron as a source for neutron based cancer treatment / V.A. Lisin, A.V. Bogdanov, V.M. Golovkov et al. // *Review of Scientific Instruments*. — 2014. — Vol. 85, no. 2. — P. 02C314.
6. Neutron capture therapy: Principles and applications / W.A.G. Sauerwein, A. Wittig, R. Moss, Y. Nakagawa. — 2012. — Pp. 1–553.
7. Gadolinium neutron-capture therapy using novel gadopentetic acid- chitosan complex nanoparticles: In vivo growth suppression of experimental melanoma solid tumor / H. Tokumitsu, J. Hiratsuka, Y. Sakurai et al. // *Cancer Letters*. — 2000. — Vol. 150, no. 2. — Pp. 177–182.
8. Gadolinium in human glioblastoma cells for gadolinium neutron capture therapy / G. De Stasio, P. Casalbore, R. Pallini et al. // *Cancer Research*. — 2001. — Vol. 61, no. 10. — Pp. 4272–4277.
9. Tumor growth suppression by gadolinium-neutron capture therapy using gadolinium-entrapped liposome as gadolinium delivery agent / N. Dewi, H. Yanagie, H. Zhu et al. // *Biomedicine and Pharmacotherapy*. — 2013. — Vol. 67, no. 6. — Pp. 451–457.
10. Нейтрон-захватная терапия опухолей на ядерном реакторе / А.М. Арнопольская, В.Ф. Хохлов, В.Н. Кулаков и др. // *Сибирский Онкологический Журнал*. — 2009. — Т. Приложение №2. — С. 15–16.

11. В.Ф. Хохлов, др. Способ фотон-захватной терапии опухолей, заявка № 2004119095 на патент РФ, положительное решение от 18.09.2005. — 2005. http://www.ntpo.com/patents_medicine/medicine_10/medicine_681.shtml.
12. Biological consequences of nanoscale energy deposition near irradiated heavy atom nanoparticles / S.J. McMahon, W.B. Hyland, M.F. Muir et al. // *Scientific Reports*. — 2011. — Vol. 1, no. 18. — P. 1.
13. Radiosensitising nanoparticles as novel cancer therapeutics - Pipe dream or realistic prospect? / J.A. Coulter, W.B. Hyland, J. Nicol, F.J. Currell // *Clinical Oncology*. — 2013. — Vol. 25, no. 10. — Pp. 593–603.
14. Intraoperative Irradiation: Techniques and Results / Leonard L. Gunderson, Christopher G. Willet, Felipe A. Calvo, Loui. — Springer Science & Business Media, 2011. — 530 pp.
15. Описание комплекса для ИОЛТ рентгеновским пучком Intrabeam. — 2015. http://www.zeiss.com/meditec/en_de/products---solutions/intraoperative-radiotherapy/intrabeam-for-breast-cancer/intrabeam.html.
16. Abe M. Intraoperative radiotherapy-past, present and future // *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. — 1984. — Vol. 10, no. 10. — Pp. 1987–1990.
17. Интраоперационная лучевая терапия / Зырянов Б.Н., Афанасьев С.Г., Завьялов А.А., Мусабаева Л.И. — Томск: STT, 1999. — 288 с.
18. A dosimetric comparison of IORT techniques in limited-stage breast cancer / O. Nairz, H. Deutschmann, M. Kopp et al. // *Strahlentherapie und Onkologie*. — 2006. — Vol. 182, no. 6. — Pp. 342–348.
19. Intraoperative radiotherapy (IORT) combined with external beam radiotherapy (EBRT) for soft-tissue sarcomas - A retrospective evaluation of the Homburg experience in the years 1995-2007 / M. Niewald, J. Fleckenstein, N. Licht et al. // *Radiation Oncology*. — 2009. — Vol. 4. — P. 32.
20. <http://www.intraopmedical.com>.
21. <http://www.newrt.com>.
22. Intra-Operative Radiotherapy with Electron Beam / Ernesto Lamanna, Alessandro Gallo, Filippo Russo et al. // *Modern Practices in Radiation Therapy* / Ed. by Gopishankar Natanasabapathi. — InTech, 2012. — 370 pp. <http://www.intechopen.com/books/modern-practices-in-radiation-therapy>.

23. Absolute Dosimetry of a High Dose - per - Pulse Intraoperative Electron Accelerator: Our Experience with the SIT Novak 11 / F. Vanhoutte, G. D'Hollander, H. Vanhauwaert et al. // Abstracts of BHPA-2014. — 2014. http://2014.bhpa.eu/wp-content/uploads/formidable/Van_Houtte_Frederik_1.pdf.
24. <http://www.sordina.com>.
25. Hensley F.W. Dose consumption for quality assurance and maintenance with a dedicated IORT accelerator // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. — 2009. — Vol. 10, no. 4. — Pp. 188–206.
26. Beddar A.S. Stability of a mobile electron linear accelerator system for intraoperative radiation therapy // *Medical Physics*. — 2005. — Vol. 32, no. 10. — Pp. 3128–3131.
27. Л.И. Мусабаева. Интраоперационная лучевая терапия - новый метод лечения злокачественных новообразований // Интраоперационная электронная и дистанционная гамма-терапия злокачественных новообразований / Под ред. Чойзонова Е.Л. и Мусабаевой Л.И. — Томск: Изд-во НТЛ, 2006. — С. 11–31.
28. Physical aspects of quality assurance in radiation therapy / G.K. Svensson, N.A. Baily, R. Loevinger et al. // *Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation Therapy*. — 1994. — 64 pp. http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_13.pdf.
29. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 / G.J. Kutcher, L. Coia, M. Gillin et al. // *Medical Physics*. — 1994. — Vol. 21, no. 4. — Pp. 581–618.
30. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report 83 // *J ICRU*. — 2010. — Vol. 10. — Pp. 1–106.
31. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements // *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50*. — 1993.
32. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements Prescribing, recording and reporting electron beam therapy. ICRU report 71 // *J ICRU*. — 2004. — Vol. 4.
33. ICRU Report 62. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50) // *ICRU Report 62: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. — 1999.
34. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM radiation therapy task group no. 45 / R. Nath, P.J. Biggs, F.J. Bova et al. // *Medical Physics*. — 1994. — Vol. 21, no. 7. — Pp. 1093–1121.

35. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators / E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth et al. // *Medical Physics*. — 2009. — Vol. 36, no. 9. — Pp. 4197–4212.
36. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM / I.J. Das, C.-W. Cheng, R.J. Watts et al. // *Medical Physics*. — 2008. — Vol. 35, no. 9. — Pp. 4186–4215.
37. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams / P.R. Almond, P.J. Biggs, B.M. Coursey et al. // *Medical Physics*. — 1999. — Vol. 26, no. 9. — Pp. 1847–1870.
38. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams / M. McEwen, L. Dewerd, G. Ibbott et al. // *Medical Physics*. — 2014. — Vol. 41, no. 4.
39. *Huq M. Saiful*. Everything you wanted to know about the Practical Implementation of TG-51 protocol in the clinic. <https://www.aapm.org/meetings/03AM/pdf/9802-71112.pdf>.
40. *Taylor R.C., Hanson W.F.* Calculated absorbed-dose ratios, TG51/TG21, for most widely used cylindrical and parallel-plate ion chambers over a range of photon and electron energies // *Medical Physics*. — 2002. — Vol. 29, no. 7. — Pp. 1464–1472.
41. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water / P. Andreo, D.T. Burns, K. Hohlfeld et al. // *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. — 2000.
42. Dosimetry tools and techniques for IMRT / D.A. Low, J.M. Moran, J.F. Dempsey et al. // *Medical Physics*. — 2011. — Vol. 38, no. 3. — Pp. 1313–1338. — cited By 0. <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-79952172951&partnerID=40&md5=6972b7a6a2cd7f73bbdddc11849e1848>.
43. *Mayles P, Nahum A, Rosenwald J.C.* Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. — CRC Press, 2007. — 1450 pp.
44. Характеристики плёнки Gafchromic EBT3. — 2015. <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/gafchromic-ebt3.pdf>.
45. *Б.Н. Зырянов, С.Г. Афанасьев, А.А. Завьялов*. Интраоперационная лучевая терапия в комбинированном лечении больных раком легкого и раком желудка // *сибирский онкологический журнал*. — 2002. — № 1. — С. 19–24. http://www.oncology.tomsk.ru/nii/gournal/2002/1/information/soj_2002_1_19-24.pdf.

46. *Trincherio F.* Electron Intra Operative Radiotherapy: CLINICAL VERSATILITY AND UPDATES RESULTS. — 2013. <http://soiort.com/wp-content/uploads/2013/12/Clinical-Book-eIORT-3.pdf>.
47. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions / D.A. Low, W.B. Harms, S. Mutic, J.A. Purdy // *Medical Physics*. — 1998. — Vol. 25, no. 5. — Pp. 656–661.
48. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system / D.A. Low, S. Mutic, J.F. Dempsey et al. // *Radiotherapy and Oncology*. — 1998. — Vol. 49, no. 3. — Pp. 305–316.
49. *Stock M., Kroupa B., Georg D.* Interpretation and evaluation of the γ index and the γ index angle for the verification of IMRT hybrid plans // *Physics in Medicine and Biology*. — 2005. — Vol. 50, no. 3. — Pp. 399–411.
50. A novel approach for superficial intraoperative radiotherapy (IORT) using a 50 kV X-ray source: A technical and case report / F. Schneider, S. Clausen, J. Tholking et al. // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. — 2014. — Vol. 15, no. 1. — Pp. 167–176.
51. *Butson Martin J, Cheung Tsang, Yu Peter K.N.* Weak energy dependence of {EBT} gafchromic film dose response in the 50 kVp–10 {MVp} X-ray range // *Applied Radiation and Isotopes*. — 2006. — Vol. 64, no. 1. — Pp. 60 – 62.
52. *Fletcher C.L., Mills J.A.* An assessment of GafChromic film for measuring 50 kV and 100 kV percentage depth dose curves // *Physics in Medicine and Biology*. — 2008. — Vol. 53, no. 11. — Pp. N209–N218.
53. Energy response of the new EBT2 Radiochromic film to X-ray radiation / M.J. Butson, P.K.N. Yu, T. Cheung, H. Alnawaf // *Radiation Measurements*. — 2010. — Vol. 45, no. 7. — Pp. 836–839. — cited By 40. <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-77955228263&partnerID=40&md5=3cdad7a3170792a31a30563aa425bd92>.
54. Dose-response curve of EBT, EBT2, and EBT3 radiochromic films to synchrotron-produced monochromatic x-ray beams / T.A.D. Brown, K.R. Hogstrom, D. Alvarez et al. // *Medical Physics*. — 2012. — Vol. 39, no. 12. — Pp. 7412–7417.
55. Evaluation of Gafchromic® EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams / J. Sorriaux, A. Kacperek, S. Rossomme et al. // *Physica Medica*. — 2013. — Vol. 29, no. 6. — Pp. 599–606.
56. *Hartmann B., Martisikova M., Jakel O.* Technical note: Homogeneity of gafchromic® EBT2 film // *Medical Physics*. — 2010. — Vol. 37, no. 4. — Pp. 1753–1756.

57. *Е.С. Куликова (Сухих), А.Р. Вагнер.* Диагностика пучков рентгеновского и гамма излучения // Труды IV Международной конференции студентов и молодых ученых «Перспективы развития фундаментальных наук». — 2009. — С. 140–143.
58. *Е.С. Куликова (Сухих), А.Р. Вагнер.* Диагностика пучков рентгеновского и гамма излучения // Аннотация докладов 7-ой Курчатовской молодёжной научной школы РНЦ «Курчатовский институт». — Т. 1. — 2009. — С. 83.
59. *Е.С. Куликова (Сухих), А.Р. Вагнер.* Методика измерения распределения дозы в водном фантоме // Сборник трудов XVI Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых. — Т. 3. — Томск: ТПУ, 2010. — С. 39–42.
60. *Е.С. Куликова (Сухих), А.Р. Вагнер.* Методика диагностики пучков рентгеновского и гамма излучения, измерения распределения дозы в водном фантоме с помощью полимерной пленки GAFCHROMIC EBT film. // Сборник тезисов докладов V Международной научно - практической конференции. — Томск: ТПУ, 2010. — С. 69.
61. *Suhkikh Yevgeniya S., R. Wagner Alexander.* Dosimetry of X-ray and Gamma Irradiation using Gafchromic EBT Film // XVIII Международная научно-практическая конференция студентов и молодых ученых «Современные техника и технологии» (СТТ-2012). — Томск: ТПУ, 2012. — С. 186–188.
62. *Е.С. Сухих, Е.Л. Маликов, А.П. Шестак.* Дозиметрия выведенного пучка бетатрона // 3-я Школа-конференция Молодых атомщиков Сибири: сборник тезисов. — 2012.
63. *Е.С. Сухих, П.В. Филатов.* Калибровка полимерной плёнки Gafchromic EBT3 на электронном пучке линейного ускорителя Electa Axesse // VI международная научно – практическая конференция «Медицинские и экологические эффекты ионизирующего излучения». — 2013.
64. *И.А. Милойчикова, Е.С. Сухих.* The Measurement of The Central-Axis Depth-Dose Curve of Betatron Electron Beam in The Phantom // XVIII Международная научно-практическая конференция студентов и молодых ученых «Современные техника и технологии» (СТТ-2013). — 2013.
65. *И.А. Милойчикова, Е.С. Сухих.* The depth distribution of the electron beam in the tissue-equivalent medium // Международная молодёжная научная школа «Методология проектирования молодежного научно-инновационного пространства как основа подготовки современного инженера». — 2013.
66. *Е.С. Сухих, Е.Л. Маликов.* Плёночная Дозиметрия Клинических Электронных Пучков // Труды международной школы «Ядерно-физические технологии в клинической и экспериментальной медицине: состояние, проблемы, перспективы». — 2013.

67. Определение поглощённой дозы рентгеновского излучения источника РАП 160-5 / Лукьяненко Е.В., Синягина М.А., Сухих Е.С., Стучебров С.Г. // Труды международной школы «Ядерно-физические технологии в клинической и экспериментальной медицине: состояние, проблемы, перспективы». — 2013.
68. Милойчикова И.А., Сухих Е.С. Определение глубинного распределения дозы электронного пучка в тканеэквивалентной среде // Материалы всероссийской научной конференции молодых учёных «Наука и технологии инновации». — 2013. — С. 142–146.
69. Sukhikh Evgeniia S., Malikov Evgeniy L., Rychkov Maxim M. Dosimetry of electron beam extracted from betatron by polymer films Gafchromic EBT 3 // Second International Conference On Radiation And Dosimetry In Various Fields Of Research Rad2014. — 2014. — Pp. 203–207.
70. Sukhikh Evgeniia, Sukhikh Leonid, Malikov Evgeniy. Polimer Gafchromic EBT3 film for electron dosimetry of betatron beam // *Physica Medica*. — 2014. — Vol. 30, no. s1. — Pp. 29–30. — Abstract from the 8th European Conference on Medical Physics, September 11th – 13th, 2014, Athens, Greece.
71. Е.С. Куликова (Сухих), А.Р. Вагнер, Ю.А. Попов. Методика диагностики источников излучения с помощью полимерных дозиметров // *Известия вузов. Физика*. — 2010. — Т. 53, № 10/2. — С. 190–196.
72. Е.С. Сухих, Е.Л. Маликов, А.П. Шестак. Относительная дозиметрия выведенного электронного пучка бетатрона // *Известия вузов. Физика*. — 2013. — Т. 56, № 4/2. — С. 291–296.
73. Е.С. Сухих, П.В. Филатов, Е.Л. Маликов. Калибровка полимерной плёнки Gafchromic EBT-3 на электронном и фотонном пучках // *Медицинская Физика*. — 2013. — № 2(58). — С. 50–60.
74. Е.С. Сухих, Е.Л. Маликов, А.П. Шестак. Применение полимерных детекторов в дозиметрии электронных пучков бетатрона // *Известия вузов. Физика*. — 2013. — Т. 56, № 11/2. — С. 169–173.
75. С.Г. Стучебров, А.Р. Вагнер, Е.С. Сухих. Оценка дозовых нагрузок при рентгеновской визуализации биологических объектов // *Известия вузов. Физика*. — 2013. — Т. 56, № 11/3. — С. 269–272.
76. Е.С. Сухих, С.Г. Стучебров. Калибровка плёночного дозиметра Gafchromic EBT3 в рентгеновском диапазоне энергий (40 ÷ 300 кэВ) // *Известия вузов. Физика*. — 2013. — Т. 56, № 11/3. — С. 273–279.

77. *Evgeniia SUKHIKH, Leonid SUKHIKH, Evgeniy MALIKOV*. Polymer Gafchromic EBT3 Films in Clinical Dosimetry // *Advanced Materials Research*. — 2015. — Vol. 1084. — Pp. 572–576.
78. *Ma C.-M., Nahum A.E.* Calculations of ion chamber displacement effect corrections for medium-energy X-ray dosimetry // *Physics in Medicine and Biology*. — 1995. — Vol. 40, no. 1. — Pp. 45–62. — cited By 0. <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0028798472&partnerID=40&md5=492e4da7af44829fb8be8c99e95f1224>.
79. Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM radiation therapy committee task group no. 25 / F.M. Khan, K.P. Doppke, K.R. Hogstrom et al. // *Medical Physics*. — 1991. — Vol. 18, no. 1. — Pp. 73–109.
80. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology / C.-M. Ma, C.W. Coffey, L.A. DeWerd et al. // *Medical Physics*. — 2001. — Vol. 28, no. 6. — Pp. 868–893.
81. Recommendations for clinical electron beam dosimetry: Supplement to the recommendations of Task Group 25 / B.J. Gerbi, J.A. Antolak, F.C. Deibel et al. // *Medical Physics*. — 2009. — Vol. 36, no. 7. — Pp. 3239–3279.
82. *Schulz R.J., Almond P.R., Cunningham J.R.* A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams // *Medical Physics*. — 1983. — Vol. 10, no. 6. — Pp. 741–771.
83. *IAEA*. Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice. 2nd Ed. — IAEA, 1987.
84. *IAEA*. The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry. — IAEA, 1997.
85. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55 / A. Niroomand-Rad, C.R. Blackwell, B.M. Coursey et al. // *Medical Physics*. — 1998. — Vol. 25, no. 11. — Pp. 2093–2115.
86. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers / S. Devic, J. Seuntjens, G. Hegyi et al. // *Medical Physics*. — 2004. — Vol. 31, no. 9. — Pp. 2392–2401.
87. TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry / S. Pai, I.J. Das, J.F. Dempsey et al. // *Medical Physics*. — 2007. — Vol. 34, no. 6. — Pp. 2228–2258.
88. *Devic S.* Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future // *Physica Medica*. — 2011. — Vol. 27, no. 3. — Pp. 122–134.

89. Soares C.G. Radiochromic film dosimetry // *Radiation Measurements*. — 2006. — Vol. 41, no. SUPPL. 1. — Pp. S100–S116.
90. Micke Andre, Lewis David F., Yu Xiang. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction // *Medical Physics*. — 2011. — Vol. 38, no. 5. — Pp. 2523–2534.
91. Comparison of Gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams / S. Reinhardt, M. Hillbrand, J.J. Wilkens, W. Assmann // *Medical Physics*. — 2012. — Vol. 39, no. 8. — Pp. 5257–5262.
92. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance / M. Fuss, E. Sturtewagen, C. De Wagter, D. Georg // *Physics in Medicine and Biology*. — 2007. — Vol. 52, no. 14. — Pp. 4211–4225.
93. Desroches J., Bouchard H., Lacroix F. Technical note: Potential errors in optical density measurements due to scanning side in EBT and EBT2 Gafchromic film dosimetry // *Medical Physics*. — 2010. — Vol. 37, no. 4. — Pp. 1565–1570.
94. Технические характеристики сканера Epson Perfection V750. — 2015. <http://epson.ru/catalog/scanners/epson-perfection-v750-pro/?page=characteristics>.
95. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification / V.C. Borca, M. Pasquino, G. Russo et al. // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. — 2013. — Vol. 14, no. 2. — Pp. 158–171.
96. Zhao L., Das I.J. Gafchromic EBT film dosimetry in proton beams // *Physics in Medicine and Biology*. — 2010. — Vol. 55, no. 10. — Pp. N291–N301.
97. Absorption spectra time evolution of EBT-2 model GAFCHROMIC film / S. Devic, S. Alde-laijan, H. Mohammed et al. // *Medical Physics*. — 2010. — Vol. 37, no. 5. — Pp. 2207–2214.
98. Energy Dependence of the New Gafchromic EBT3 Film:Dose Response Curves for 50 KV, 6 and 15 MV X-Ray Beams / G. Massillon-JL, S. Chiu-Tsao, I. Domingo-Munoz, M. Chan // *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*. — 2012. — Vol. 1, no. 2. — Pp. 60–65.
99. Описание дозиметрической системы IBA MatriXX. — 2015. <http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/imrt-igrt-rotational-qa/matrixxes>.
100. Описание клинического дозиметра DOSE-1. — 2015. http://www.iba-dosimetry.com/sites/default/files/resources/RT-BR-E-DOSE1_Rev.1_0211_0.pdf.
101. Описание плоскопараллельной ионизационной камеры PTW23343. — 2015. <http://www.rpdinc.com/ptw-23343-markus-ion-chamber-965.html>.

102. Описание твердотельного фантома RW3 Slab Phantom T29672. — 2015. http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html.
103. *Jokic Vesna Spasic, Nisevic Gordan*. A comparison of protocols for determination of 300 kV X-ray absorbed dose in radiotherapy // *MD Medical data*. — 2010. — Vol. 2, no. 3. — Pp. 191–194.
104. Описание цилиндрической ионизационной камеры PTW 30013. — 2015. http://www.ptw.de/waterproof_farmer_chamber0.html.
105. Описание водного фантома PTW 4322. — 2015. http://www.ptw.de/water_phantom_horizontal_beams0.html.
106. Описание цилиндрической ионизационной камеры PTW 30013. — 2015. http://www.ptw.de/farmer_chambers0.html.
107. Dosimetric characteristics of electron beams produced by two mobile accelerators, Novac7 and Liac, for intraoperative radiation therapy through Monte Carlo simulation / Sergio Righi, Evis Karaj, Giuseppe Felici, Fabio Di Martino // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. — 2013. — Vol. 14, no. 1. — Pp. 6–18.
108. Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 72 / A. Sam Beddar, P.J. Biggs, S. Chang et al. // *Medical Physics*. — 2006. — Vol. 33, no. 5. — Pp. 1476–1489.
109. Accelerators development for intra operative radiation therapy / C. Ronsivalle, L. Picardi, A. Vignati et al. — Vol. 4. — 2001. — Pp. 2494–2496.
110. Design and dosimetry characteristics of a soft-docking system for intraoperative radiation therapy / P. Bjork, T. Knoos, P. Nilsson, K. Larsson // *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. — 2000. — Vol. 47, no. 2. — Pp. 527–533.
111. American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning / B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt et al. // *Medical Physics*. — 1998. — Vol. 25, no. 10. — Pp. 1773–1829.
112. AAPM REPORT NO. 86 QUALITY ASSURANCE FOR CLINICAL TRIALS: A PRIMER FOR PHYSICISTS, 2004. http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_86.pdf.
113. The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams: An extension of the 1983 AAPM protocol report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 39 / P.R. Almond, F.H. Attix, L.J. Humphries et al. // *Medical Physics*. — 1994. — Vol. 21, no. 8. — Pp. 1251–1260. — cited By 0. <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0027938389&partnerID=40&md5=6b5c6dddca3fabd4aec6b827ba612145>.

114. Total skin electron therapy (TSET): A reimplementation using radiochromic films and IAEA TRS-398 code of practice / P. Schiapparelli, D. Zefiro, F. Massone, G. Taccini // *Medical Physics*. — 2010. — Vol. 37, no. 7. — Pp. 3510–3517.
115. In vivo dosimetry using radiochromic films during intraoperative electron beam radiation therapy in early-stage breast cancer / M. Ciocca, R. Orecchia, C. Garibaldi et al. // *Radiotherapy and Oncology*. — 2003. — Vol. 69, no. 3. — Pp. 285–289.
116. Commissioning of a mobile electron accelerator for intraoperative radiotherapy / Michael D. Mills, Liliosa C. Fajardo, David L. Wilson et al. // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. — 2001. — Vol. 2, no. 3. — Pp. 121–130.
117. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. — IAEA, 2008. http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1583_web.pdf.
118. Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams / Ben Mijnheer, Agnieszka Olszewska, Claudio Fiorino et al. — ESTRO, Brussels, Belgium, 2004. — 104 pp. http://estro-education.org/publications/Documents/Booklet_n7-QAorTPS.pdf.
119. Описание водного фантома IBA Blue Phantom. — 2015. <http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/relative-dosimetry/blue-phantom-2>.
120. В.И. Беспалов. — Компьютерная лаборатория (КЛ/PCLab). Описание программы. Руководство по работе с программой (Версия 9.2), 2013. http://portal.tpu.ru:7777/SHARED/b/BVI/pclab/Tab/PCLAB_instr.pdf.
121. В.И. Беспалов. Пакет программ ЕРНСА для статистического моделирования поля излучения фотонов и заряженных частиц // *Известия ВУЗов. Физика*. — 2000. — № 4. — С. 159–165.
122. Sutherland J.G.H., Rogers D.W.O. Monte Carlo calculated absorbed-dose energy dependence of EBT and EBT2 film // *Medical Physics*. — 2010. — Vol. 37, no. 3. — Pp. 1110–1116.