

Министерство здравоохранения Республики Беларусь

УТВЕРЖДАЮ
Первый заместитель министра
Д.Л. Пиневич
27 ноября 2014 г.
Регистрационный № 092-0914

**МЕТОДЫ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО
СОПРОВОЖДЕНИЯ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНОЙ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ
Инструкция по применению**

Учреждение–разработчик: Государственное учреждение
«Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской
радиологии им. Н.Н. Александрова»

Авторы: Е.В. Титович, д.т.н., проф. И.Г. Тарутин, Г.В. Гацкевич

**МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ**

УТВЕРЖДАЮ
Первый заместитель министра

_____ Д.Л. Пиневич
27.11.2014
Регистрационный № 092-0914

**МЕТОДЫ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО СОПРОВОЖДЕНИЯ
ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

инструкция по применению

УЧРЕЖДЕНИЕ-РАЗРАБОТЧИК: ГУ «Республиканский научно-практический
центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова»

АВТОРЫ: Е.В. Титович, д-р техн. наук, проф. И.Г. Тарутин, Г.В. Гацкевич

Минск 2014

1. ВВЕДЕНИЕ

Инструкция по применению (далее — инструкция) содержит методы дозиметрического сопровождения основных видов высокотехнологичной лучевой терапии (ВЛТ) на современных ускорителях электронов.

К высокотехнологичной лучевой терапии относятся конформная лучевая терапия (КЛТ), лучевая терапия с модулированной интенсивностью облучения (ЛТМИ), ротационная лучевая терапия с модулированной интенсивностью излучения (РЛТМИ), лучевая терапия с визуальным контролем (ЛТВК), ВЛТ с синхронизацией по дыханию пациентов, стереотаксическая лучевая терапия (СЛТ) и стереотаксическая лучевая хирургия (СЛХ). Реализация всех вышеперечисленных методов ВЛТ требует разработки новых клинических технологических протоколов лучевой терапии злокачественных опухолей различных локализаций, а также современных методик контроля качества применяемых ускорителей и дозиметрического сопровождения облучения пациентов.

Настоящая инструкция разработана для врачей-радиационных онкологов и других специалистов, занимающихся лучевой терапией в учреждениях здравоохранения.

Методы, изложенные в инструкции, могут быть использованы в онкологических учреждениях здравоохранения, применяющих в клинической практике линейные ускорители электронов.

2. ИЗМЕРЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ФОТОНОВ В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

Регулярные абсолютные измерения значения поглощенной дозы фотонов в стандартных условиях в опорной точке применяются для калибровки интегрированных ионизационных камер медицинских линейных ускорителей электронов и являются обязательным мероприятием при использовании любого метода ВЛТ. В начале прошлого десятилетия МАГАТЭ выпустило рекомендации по определению поглощенной дозы в стандартных условиях в воде, в которых предлагался стандарт для калибровки мониторов ускорителей при использовании фотонов с энергией от 1 до 50 МВ. В настоящее время стандарт не адаптирован к условиям дистанционной лучевой терапии фотонами в Республике Беларусь и не утвержден нормативными документами в качестве обязательного для применения. В инструкции приведена методика, разработанная с учетом всех рекомендаций МАГАТЭ касательно измерений поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии. Структура методики разработана в соответствии с ГОСТ 8.010-99 «Государственная система обеспечения единства измерений. Методики выполнения измерений», а также РГМ 43-2001 ГСИ «Применение Руководства ИСО по выражению неопределенности измерений» (взамен МИ 2552-99).

2.1. Величины и обозначения

C — поправочный множитель из свидетельства о поверке ионизационной камеры, определенный в лаборатории метрологии и дозиметрии Министерства здравоохранения Республики Беларусь, либо в РУП «БелГИМ», либо в другой

лаборатории, чья аккредитация признана Госстандартом Республики Беларусь;

$D_{w,q}$ — поглощенная доза в воде на опорной глубине Z_{ref} в водном фантоме, облученном пучком с качеством Q . Индекс Q не пишется, если опорным пучком является ^{60}Co ;

k_{elec} — калибровочный коэффициент электрометра (дозиметра). Следует принимать равным 1 в случаях, когда электрометр калибруется вместе с ионизационной камерой;

k_h — поправочный коэффициент на влияние влажности воздуха на показания ионизационной камеры. Следует принимать равным 1 для значений относительной влажности 20–70%;

k_{pol} — поправочный коэффициент на влияние изменения полярности напряжения, приложенного к ионизационной камере. Методика определения данного коэффициента приведена в приложении А;

k_Q, Q_0 — поправочный коэффициент на различие в чувствительности ионизационной камеры при стандартном качестве пучка Q_0 , использованном при ее калибровке, и при работе с пучком пользователя с качеством Q . Индекс Q_0 не пишется, если стандартным является излучение ^{60}Co ;

k_s — поправочный коэффициент, учитывающий влияние на показания ионизационной камеры отсутствия полного сбора заряда из-за рекомбинации ионов. Методика определения данного коэффициента приведена в приложении Б;

k_{TP} — поправочный коэффициент, применяемый для коррекции показаний ионизационной камеры при проведении измерений в условиях, когда значения температуры среды и давления воздуха отличаются от таковых при стандартных условиях;

M — показания прибора в единицах электрического заряда;

$N_{D,w}$ — коэффициент, определенный при первичной аттестации в сертификационных лабораториях дозиметрических эталонов; используется для перехода от показаний дозиметра в единицах электрического заряда к единицам поглощенной дозы в воде для пучка фотонов ^{60}Co в стандартной геометрии при стандартных окружающих условиях (при температуре воздуха 20°C, атмосферном давлении 101,3 кПа и относительной влажности 50%);

$TPR_{20,10}$ — отношение поглощенных доз на глубинах 20 и 10 см в водном фантоме, измеренное при постоянном расстоянии источник–центр ионизационной камеры 100 см и размере поля 10×10 см на уровне центра камеры;

SSD — расстояние источник–поверхность;

Z_{ref} — опорная (референсная) глубина в среде на оси радиационного пучка;

ME — мониторная единица;

ЦМЕ — цена мониторной единицы;

СИ — средство измерения;

ПММА — полиметилметакрилат.

2.2. Требования к неопределенности измерений

Расширенная неопределенность измерений поглощенных доз в воде по данной методике для фотонов с энергиями выше 4 МВ с коэффициентом охвата 2 для $P = 0,95$ не превышает $\pm 5\%$.

2.3. Средства измерений и вспомогательные устройства

При выполнении измерений применяют средства измерений и другие вспомогательные технические средства, приведенные в таблицах 1, 2.

Таблица 1. — Основные СИ

Наименование СИ, Технического средства	Метрологические характеристики СИ, обозначение стандарта, ТУ на техническое средство	Наименование измеряемой величины
Дозиметры PTW-UNIDOS, PTW-UNIDOS-E, ДКС-АТ5350 (Атомтех) с ионизационными камерами:	ГОСТ 8-087-2000	Поглощенная доза в воде, D_w
30010 Farmer	Объем 0,6 см ³	
30011 Farmer	Объем 0,6 см ³	
30012 Farmer	Объем 0,6 см ³	
30013 Farmer	Объем 0,6 см ³	
31010 Flexible	Объем 0,125 см ³	
31013 Flexible	Объем 0,300 см ³	
31014 PinPoint	Объем 0,015 см ³	
31016 PinPoint	Объем 0,016 см ³	
Дозиметр DOSE-1 с ионизационными камерами:		
FC 65G Farmer	Объем 0,65 см ³	
СС13	Объем 0,13 см ³	
СС04	Объем 0,04 см ³	
Аспирационный гигрометр	МВ-4М (30–100)%	Относительная влажность
Барометр	М-67 (700–800) мм рт. ст.	Давление
Термометр	ТЛ-18 от 0 до +55°С	Температура
Линейка измерительная	ГОСТ	Расстояние

Примечание — Клиника должна иметь действующие свидетельства о прохождении поверки или метрологической аттестации на все средства измерений. Допускается применять другие аналогичные средства измерений с метрологическими характеристиками

Таблица 2. — Вспомогательные технические средства

Наименование технического средства	Метрологические характеристики технического средства
Водный фантом с комплектом адаптеров для ионизационных камер	30×30×30 см с толщиной входного окна не более 1,5 мм ПММА

Примечание — Допускается применение для проведения измерений больших водных фантомов или фантомов из пластин ПММА.

2.4. Метод измерения

Значение поглощенной дозы фотонного излучения определяют методом прямого измерения в фантоме в опорной точке в стандартных условиях (таблица 3). Проводится как минимум 3 измерения и вычисляется среднее значение из полученных результатов.

Поглощенная доза фотонного излучения при измерении ионизационной камерой в воде в стандартных условиях определяется по формуле:

$$D_w = C \times M \times N_{D,w} \times K_Q \times K_{TP} \times K_{elec} \times K_{pol} \times K_s \times K_h. \quad (1)$$

Примечание — У современных клинических дозиметров (фирмы-производители «PTW Freiburg», «IBA», «Атомтех») заложена возможность внесения в оперативную память прибора измеренных значений температуры и давления, а также произведения остальных поправочных коэффициентов из формулы (1). Таким образом, если ионизационная камера калибровалась с применением $N_{D,w}$, то результат измерений можно получить сразу в радиологических единицах (Гр).

Для фотонов высокой энергии клинических ускорителей k_Q определяется исходя из значения $TPR_{20,10}$.

В клинических случаях $TPR_{20,10}$ определяется по формуле:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595, \quad (2)$$

где $DD_{20,10}$ — отношение процентных глубинных доз на глубинах 20 и 10 см для размера поля 10×10 см на поверхности фантома при $SSD = 100$ см.

Рассчитанные значения коэффициента k_Q для различных используемых энергий, заданных в величинах $TPR_{20,10}$, и набора камер приведены в приложении Б.

Таблица 3. — Стандартные условия для определения поглощенной дозы фотонов высоких энергий

Наименование параметра	Стандартные значения или характеристики
Материал фантома	Вода
Тип камеры	Цилиндрическая
Глубина измерения, z_{ref}	10 см
Опорная точка камеры	На центральной оси в центре измерительного объема
Опорная точка позиционирования камеры в фантоме	На глубине 10 см
РИП	100 см
Размер поля	10×10 см (на поверхности)

2.5. Требования к квалификации персонала

К проведению данных измерений допускаются лица в возрасте не моложе 18 лет, имеющие специальное образование, право проведения измерений, не имеющие медицинских противопоказаний и прошедшие инструктаж по технике безопасности.

2.6. Условия проведения измерений

При отклонении температуры окружающего воздуха и атмосферного давления от нормальных условий (обычно 101,3 кПа и 20°C) должен быть применен поправочный коэффициент k_{TP} .

Изменение влажности окружающего воздуха для большинства ионизационных камер оказывает незначительное влияние на результаты измерений. Поэтому при относительной влажности во время измерений в диапазоне от 20 до 70% нет необходимости применять поправочный коэффициент для коррекции полученных результатов с учетом отклонения влажности воздуха от стандартных условий.

2.7. Требования безопасности

При выполнении измерений поглощенных доз в воде на линейных ускорителях необходимо соблюдать требования, изложенные в следующих документах:

- санитарные нормы и правила «Требования к радиационной безопасности», 2012 г.;
- гигиенический норматив «Критерии оценки радиационного воздействия», 2012 г.;
- санитарные нормы и правила «Требования к обеспечению радиационной безопасности персонала и населения при использовании объектов атомной энергии и источников ионизирующего излучения», 2014 г.;
- технический кодекс установившейся практики «Правила техники безопасности при эксплуатации электроустановок потребителей»;
- технический кодекс установившейся практики «Правила техники эксплуатации электроустановок потребителей».

2.8. Подготовка к проведению измерений и выполнение измерений

При подготовке к проведению измерений значений поглощенных доз фотонного излучения в воде необходимо выполнение следующих подготовительных операций:

- установить водный фантом в помещении, в котором планируется проведение измерений, не менее чем за 2 ч до предполагаемых измерений;
- включить в сеть дозиметр, установить в соответствии с техническими требованиями для выбранного детектора значение измерительного напряжения и его полярность, прогреть дозиметр в течение времени, указанного в паспорте прибора;
- подключить детектор к соответствующему разъему дозиметра;
- измерить давление воздуха в помещении, температуру воды в фантоме и

рассчитать поправочный коэффициент k_{TP} по методике, приведенной в приложении В (или внести значения температуры и давления в память дозиметра);

- установить размер поля на поверхности воды в фантоме 10×10 см;
- вставить ионизационную камеру в адаптер из комплекта водного фантома (если используется фантом из ПММА, то устанавливается определенное количество пластин таким образом, чтобы опорная точка ионизационной камеры была на опорной глубине на пересечении центральных осей радиационного пучка);
- установить адаптер с камерой в водном фантоме таким образом, чтобы опорная точка камеры находилась на референсной глубине;
- определить поправочные коэффициенты k_{pol} и k_s с использованием приложения А;
- определить индекс качества $TPR_{20,10}$;
- определить коэффициент качества излучения k_Q с использованием приложения Б;
- значение поправочного коэффициента k_h принять равным 1;
- предварительно облучить измерительную ионизационную камеру для установления условий электронного равновесия (для ионизационных камер объемом $0,6 \text{ мм}^3$ дозой не менее 6 Гр);
- провести обнуление прибора.

2.9. Проведение измерений

Измерения и расчет значений поглощенной дозы производятся в соответствии с п. 2.4 настоящей инструкции.

Примечание — Измерения значения поглощенной дозы следует проводить только для аттестованного в соответствии с действующим протоколом контроля качества работы линейных ускорителей электронов радиационного пучка (значения симметрии и равномерности распределения интенсивности по полю излучения должны быть в пределах установленных производителем допустимых величин).

2.10. Оформление результатов измерений

Результаты измерений значений поглощенной дозы в пучках фотонного излучения оформляются в виде протокола, форма которого приведена в приложении Г. Для каждой энергии фотонов оформляется отдельный протокол.

2.11. Определение цены мониторной единицы ионизационных мониторных камер ускорителя

ЦМЕ и калибровка интегрированной ионизационной камеры ускорителя для каждой энергии фотонного излучения осуществляются с использованием измеренного в стандартных условиях значения поглощенной дозы в воде.

Согласно международным рекомендациям, одной мониторной единице должно соответствовать значение поглощенной дозы в воде в максимуме ионизации (поле облучения 10×10 см, SSD = 100 см), равное 1 сГр.

Определение ЦМЕ проводится следующим образом:

1. Для данной энергии фотонного излучения производится измерение поглощенной дозы в воде D_w в стандартных условиях с учетом всех поправочных коэффициентов (см. разделы 2.4 и 2.8).

2. Значение ЦМЕ определяется по формуле:

$$\text{ЦМЕ} = \frac{D_w[\text{сГр}]}{N} \times \frac{D_{\text{MAX}}}{D_{100}}, \quad (3)$$

где N — число мониторинговых единиц, заданное на пульте управления ускорителя при измерении поглощенной дозы (задаваемое число мониторинговых единиц должно быть не менее 100);

D_{100} — значение поглощенной дозы, измеренное на глубине 100 мм в воде;

D_{MAX} — значение поглощенной дозы, измеренное на глубине максимума ионизации.

Примечание — Отношение D_{MAX}/D_{100} может быть получено путем анализа кривой процентного глубинного распределения дозы для поля 10×10 см, измеренного при конфигурации алгоритмов расчета дозового распределения фотонного излучения.

Вычисленное по формуле (3) значение ЦМЕ должно быть равным 1 сГр.

Среднее измеренное значение ЦМЕ должно отличаться не более чем на 2% от требуемого, в противном случае нужна настройка параметров генерации фотонного излучения линейного ускорителя этой энергии.

3. ОТНОСИТЕЛЬНЫЕ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ НА ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЯХ ЭЛЕКТРОНОВ

Относительные измерения на медицинских линейных ускорителях электронов проводятся для настройки и проверки характеристик радиационного терапевтического пучка в соответствии с требованиями международных, национальных или внутриклинических нормативно-технических документов. Такие измерения должны выполняться при вводе в эксплуатацию нового линейного ускорителя, при конфигурации алгоритмов расчета дозового распределения в компьютерных системах планирования облучения, при периодических дозиметрических исследованиях терапевтического радиационного пучка медицинских ускорителей, а также после ремонтных работ на линейных ускорителях, которые могут вызвать изменения параметров пучка.

Измерению подлежат:

- профильные распределения поглощенной дозы;
- процентные глубинные дозовые распределения;
- коэффициенты радиационного выхода;
- коэффициент пропускания пластин МПД;
- дозиметрический зазор МПД.

3.1. Величины и обозначения

ПГД — процентные глубинные дозовые распределения;

РРП — равномерность радиационного поля;

СРП — симметрия радиационного поля;
 d_{\max} — глубина залегания максимума ионизации;
 КСПО — компьютерная система планирования облучения;
 КРВ — коэффициент радиационного выхода;
 РИП — расстояние источник–поверхность;
 МПД — многопластинчатая диафрагма;
 ДЗ МПД — дозиметрический зазор МПД;
 КП МПД — коэффициент пропускания пластин МПД;
 ЭДПИ — электронный детектор порталных изображений;
 ОППР — область плато профильного распределения.

3.2. Средства измерений и вспомогательные устройства

При выполнении измерений применяют следующие средства измерений и вспомогательные технические средства:

- автоматизированный анализатор дозового поля (водный фантом) с трехкоординатным перемещающим устройством;
- двухканальный дозиметр;
- комплект кабелей;
- программное обеспечение для управления перемещениями детекторов внутри анализатора, получения дозиметрической информации с основного и опорного детекторов, ее обработки и анализа;
- аттестованный клинический дозиметр с набором ионизационных камер для измерений абсолютных значений поглощенной дозы в пучках фотонного излучения;
- аттестованный уровень;
- ЭДПИ.

Наиболее распространенные устройства и их характеристики приведены в таблице 4.

Таблица 4. — СИ и вспомогательные устройства

Наименование СИ, технического средства	Характеристики СИ
Анализатор дозового поля (PTW MP3, IBA Blue Phantom или аналогичный)	Размеры сканируемого объема не менее 45×45×40 см
Дозиметр двухканальный (PTW-TANDEM, IBA CCU или аналогичный)	Возможность работать со всеми имеющимися детекторами
Детекторы измерительным объемом более 0,5 см ³	
FC 65G Farmer	Объем 0,65 см ³
30010 Farmer	Объем 0,6 см ³
30011 Farmer	Объем 0,6 см ³
30012 Farmer	Объем 0,6 см ³
30013 Farmer	Объем 0,6 см ³
Детекторы измерительным объемом от 0,05 до 0,5 см ³	

Наименование СИ, технического средства	Характеристики СИ
PTW Semiflex 31013	Объем 0,3 см ³
IBA CC13	Объем 0,13 см ³
PTW Semiflex 31010	Объем 0,125 см ³
IBA CC08	Объем 0,08 см ³
Детекторы измерительным объемом менее 0,05 см ³	
IBA CC04	Объем 0,04 см ³
PTW Pinpoint 31015	Объем 0,03 см ³
PTW Pinpoint 31016	Объем 0,016 см ³
PTW Pinpoint 31014	Объем 0,015 см ³
IBA PFD ^{3G} Photon	Объем 0,18 мм ³
IBA RFD ^{3G} Electron	Объем 0,18 мм ³
PTW Diode P 60016	Объем 0,03 мм ³
PTW Diode E 60017	Объем 0,03 мм ³
PTW Diode SRS 60018	Объем 0,03 мм ³
PTW Diode PR 60020	Объем 0,02 мм ³
IBA SFD ^{3G} Stereotactic	Объем 0,017 мм ³
PTW microDiamond 60019	Объем 0,004 мм ³
Плоскопараллельные ионизационные камеры	
PTW Markus 23343	Объем 0,055 см ³
IBA PPC05	Объем 0,05 см ³
PTW Advanced Markus 34045	Объем 0,02 см ³
IBA NACP	Объем 0,16 см ³
Программное обеспечение (MCC, OmniPro или аналогичное)	
Клинический дозиметр (PTW-UNIDOS, PTW-UNIDOS-E, ДКС-AT5350 или аналогичный)	
Аттестованный уровень	Электронный

3.3. Метод измерения

3.3.1. Измерения профильных распределений поглощенной дозы

Измерения профильных распределений поглощенной дозы производятся в двух взаимно перпендикулярных направлениях по осям симметрии радиационного пучка или, реже, со смещением от них. Оси X обычно соответствует перемещение детектора поперек лечебного стола (т. н. crossplane profile), оси Y — перемещение вдоль стола (т. н. inplane profile).

При вводе в эксплуатацию нового линейного ускорителя и при конфигурации алгоритмов расчета дозового распределения в компьютерных системах планирования облучения, комбинации размеров полей и глубины, для которых необходимо измерение профильных распределений, а также шаг

измерений указаны в инструкциях по проведению этих процедур. При работе по конфигурации алгоритмов расчета дозового распределения фотонного излучения AAA, PBC и Acuros XB, а также eMC для электронов в КСПО «Eclipse» следует выбирать шаг измерения, не превышающий 2 мм. Профильные распределения в этом случае должны быть эквидистантными. Для других КСПО конфигурируются аналогичные алгоритмы. Следует также учитывать, что для корректного расчета алгоритмов значений поглощенной дозы за границами поля облучения длина участков («хвосты» слева и справа), на которых мощность дозы становится менее 10% от дозы в центре поля, должна быть не менее 5 см. Для получения кривых профильных распределений без различного рода артефактов время съема сигнала в каждой последовательной точке следует выбирать не менее 0,5 с.

Для максимального размера поля и диагональных профильных измерений, когда размер анализатора дозового не позволяет измерить полный профиль, могут определяться полупрофильные распределения.

При периодических дозиметрических обследованиях терапевтического радиационного пучка медицинских ускорителей, а также после ремонтных работ на линейных ускорителях, которые могут вызвать изменения параметров радиационного пучка, следует проводить измерения для условий, перечисленных в табл. 5.

В качестве измерительного детектора при измерении профильных распределений для полей облучения со стороной от 4 до 40 см следует использовать детекторы, приведенные в разделе 4 либо в п.п. 5.1–5.4 таблице 4. При измерениях для полей облучения со стороной менее 4 см следует использовать детекторы, приведенные в разделе 5 таблице 4. В качестве опорного детектора при измерении профильных распределений предпочтительно выбирать детектор из того же раздела табл. 4, что и измерительный детектор.

3.3.2. Измерение процентных глубинных распределений поглощенной дозы

Измерения ПГД производятся путем перемещения измерительного детектора вдоль пересечения осей симметрии радиационного пучка в направлении от или к источнику ионизирующего излучения. Измерения производятся с использованием анализатора дозового поля.

Таблицы 5. — Размеры полей и глубины измерений профильных распределений

Размер поля по оси X	Размер поля по оси Y	Глубина измерения	Шаг измерения	Эквидистантность
10	10	D_{MAX}	Не более 1 см	Не обязательна
10	10	100 см	Не более 1 см	Не обязательна
Максимально возможный для измерения	Максимально возможный для измерения	D_{MAX}	Не более 1 см	Не обязательна
Максимально возможный для измерения	Максимально возможный для измерения	100 см	Не более 1 см	Не обязательна

При вводе в эксплуатацию нового линейного ускорителя и при конфигурации алгоритмов расчета дозового распределения в компьютерных системах планирования облучения размеры полей, для которых необходимо измерение профильных распределений, а также шаг измерений указаны в инструкциях по проведению этих процедур. При работе по конфигурации алгоритмов расчета дозового распределения фотонного излучения AAA, PBC и Acuros XB, а также eMC для электронов в КСПО «Eclipse» следует выбирать шаг измерения, не превышающий 2 мм. Распределения ПГД в этом случае должны быть эквидистантными. Для других КСПО конфигурируются аналогичные алгоритмы. Максимальная глубина измерения должна быть не менее 30 см. Для получения кривых ПГД без различного рода артефактов время съема сигнала в каждой последовательной точке следует выбирать не менее 0,5 с.

При периодическом контроле измерения ПГД- распределений проводятся в водном фантоме для каждой энергии фотонного излучения для следующих условий:

- размер радиационного поля — 10×10 см;
- шаг измерения — не более 2 мм;
- соблюдение эквидистантности измерений не обязательно.

В качестве измерительного детектора при измерении ПГД для полей облучения со стороной от 4 до 40 см следует использовать детекторы, приведенные в разделе 4 либо в разделе 6 табл. 4. При измерениях для полей облучения со стороной менее 4 см следует использовать детекторы, приведенные в разделе 5 табл. 4. В качестве опорного детектора при измерении ПГД предпочтительно выбирать детектор из того же раздела табл. 4, что и измерительный детектор.

3.3.3. Измерение коэффициентов радиационного выхода

Для определения КРВ детектор устанавливается на оси пучка фотонов, на опорной глубине, и проводятся измерения значений поглощенной дозы для различных комбинаций размеров радиационных полей. При вводе в эксплуатацию нового линейного ускорителя и при конфигурации алгоритмов расчета дозового распределения в компьютерных системах планирования облучения параметры измерения КРВ указаны в инструкциях по проведению этих процедур.

Должны соблюдаться следующие параметры:

- РИП;
- глубина опорной точки измерений;
- размер опорного поля;
- размеры полей облучения для определения КРВ.

Поглощенную дозу для каждого требуемого размера радиационного поля измеряют не менее 3 раз для определения среднего значения. Для каждого измерения детектор облучается не менее чем 100 МЕ.

При периодическом контроле для определения КРВ следует выполнять измерения для следующих размеров полей:

- минимально используемый;

- 5×5 см;
- 10×10 см;
- 20×20 см;
- максимально используемый.

В качестве измерительного детектора при измерении КРВ для полей облучения со стороной от 4 до 40 см следует использовать детекторы, приведенные в разделе 3 либо в разделе 4 табл. 4. При измерениях для полей облучения со стороной менее 4 см следует использовать детекторы, приведенные в разделе 5 табл. 4.

3.3.4. Измерение коэффициента пропускания пластин многопластинчатой диафрагмы

Измерение коэффициента пропускания пластин многопластинчатой диафрагмы осуществляется путем измерения ионизационной камерой значения поглощенной дозы, создаваемой полем, при полностью закрытых пластинах МПД, по отношению к дозе, создаваемой открытым полем размером 10×10 см, когда МПД полностью открыта.

Производится облучение измерительного детектора (раздел 4, таблица 4) с «колпачком», находящегося на расстоянии 100 см от источника ионизирующего излучения в воздухе. Измерения проводятся для трех тестовых полей:

- все пластины МПД смещены максимально вправо;
- все пластины МПД смещены максимально влево;
- все пластины МПД задвинуты (открытое поле).

Диафрагмы вторичного коллиматора ускорителя находятся в неизменном положении во время всех измерений и создают поле 10×10 см.

3.3.5. Измерение дозиметрического зазора многопластинчатой диафрагмы

Ввиду сложной формы пластин МПД необходимо проведение серии измерений значений поглощенной дозы для последующего определения т. н. дозиметрического зазора. Дозиметрический зазор — это величина искусственного перекрытия тени, создаваемой пластинами МПД на уровне изоцентра вращения штатива, тенью противоположащих пластин, которое необходимо для получения нулевого значения дозы в центре радиационного пучка при облучении полем, с полностью закрытой МПД. Для определения значения ДЗ МПД при помощи измерительного детектора (раздел 4, таблица 4) с «колпачком», находящегося на расстоянии 100 см от источника ИИ или ЭДПИ, на том же расстоянии проводятся измерения значений поглощенной дозы, создаваемой при облучении полей, содержащих тестовые последовательности положений пар пластин МПД, при выполнении которых они движутся с постоянной одинаковой скоростью, но с разными зазорами между ними (1; 4; 10 и 20 мм).

3.4. Условия проведения измерений

Температура и влажность окружающего воздуха, а также атмосферное давление при проведении измерений должны приводиться к значениям, указанным в поверочном сертификате.

3.5. Требования безопасности

При выполнении измерений поглощенных доз в воде на линейных ускорителях необходимо соблюдать требования, изложенные в следующих документах:

- санитарные нормы и правила «Требования к радиационной безопасности», 2012 г.;
- гигиенический норматив «Критерии оценки радиационного воздействия», 2012 г.;
- санитарные нормы и правила «Требования к обеспечению радиационной безопасности персонала и населения при использовании объектов атомной энергии и источников ионизирующего излучения», 2014 г.;
- технический кодекс установившейся практики «Правила техники безопасности при эксплуатации электроустановок потребителей»;
- технический кодекс установившейся практики «Правила техники эксплуатации электроустановок потребителей».

3.6. Подготовка к проведению измерений

3.6.1. Измерения профильных распределений поглощенной дозы

- установить углы поворота штатива и коллиматора ускорителя равными 0° , проконтролировать точность установки углов при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);
- установить световое поле размером, близким к максимальному (40×40 см);
- установить анализатор дозового поля так, чтобы он располагался горизонтально. Отрегулировать его положение, используя регулировочные винты для достижения приемлемой точности ($0 \pm 0,1^\circ$), проконтролировать точность установки при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);
- установить анализатор дозового поля таким образом, чтобы тень от перекрестия светового поля ускорителя (crosshair) совпадала с линиями перекрестия на дне водного фантома, которые отображают предполагаемую точку расположения изоцентра радиационного пучка;
- провести подключение и коммутацию всех блоков анализатора дозового поля в соответствии с инструкцией по эксплуатации;
- установить уровень воды в фантоме на высоте не менее 35 см от дна фантома;
- установить необходимое для измерений расстояние от источника до поверхности воды при помощи калиброванного механического дальномера, входящего в комплект ускорителя. При невозможности использования механического дальномера может быть использован калиброванный оптический дальномер, интегрированный в ускоритель;
- выбрать измерительный детектор в соответствии с разделом 3.4.1 настоящей инструкции и с помощью электромеханических приводов установить центр его измерительного объема на центральной оси пучка излучения на уровне поверхности воды в фантоме;

- зафиксировать положение измерительного детектора как начало координат;
- выставить пределы перемещения измерительного детектора в объеме анализатора дозового поля исходя из требуемых измерений;
- выбрать опорный детектор в соответствии с разделом 3.4.1 настоящей инструкции и установить его в поле облучения таким образом, чтобы он не оказывал влияния на показания измерительного детектора (в углу поля);
- включить в сеть двухканальный дозиметр, установить в соответствии с техническими требованиями для выбранных детекторов значения измерительного напряжения и его полярность для измерительного и опорного детекторов;
- подключить измерительный и опорный детекторы к соответствующим разъемам двухканального дозиметра;
- подключить анализатор дозового поля к рабочей станции с установленным на ней специальным программным обеспечением для управления перемещениями детектора внутри анализатора и считывания показаний с детекторов в соответствии с инструкцией пользователя;
- провести предварительное облучение детекторов для установления условий электронного равновесия;
- провести обнуление двухканального дозиметра.

3.6.2. Измерение процентных глубинных распределений поглощенной дозы

- установить углы поворота штатива и коллиматора ускорителя равными 0° , проконтролировать точность установки углов при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);
- установить световое поле размером, близким к максимальному (40×40 см);
- установить анализатор дозового поля так, чтобы он располагался горизонтально. Для этого отрегулировать его положение, используя регулировочные винты для достижения приемлемой точности ($0 \pm 0,1^\circ$), проконтролировать точность установки при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);
- установить анализатор дозового поля таким образом, чтобы тень от перекрестия светового поля ускорителя (crosshair) совпадала с линиями перекрестия на дне водного фантома, которые отображают предполагаемую точку расположения изоцентра радиационного пучка;
- провести подключение и коммутацию всех блоков анализатора дозового поля в соответствии с инструкцией по эксплуатации;
- установить уровень воды в фантоме на высоте не менее 35 см от дна фантома;
- установить необходимое для проведения измерений расстояние от источника до поверхности воды при помощи калиброванного механического дальномера, входящего в комплект ускорителя. При невозможности использования механического дальномера может быть использован калиброванный оптический дальномер, интегрированный в ускоритель;

- выбрать измерительный детектор в соответствии с разделом 3.3.2 настоящей инструкции и с помощью электромеханических приводов установить центр его измерительного объема на центральной оси пучка излучения на уровне поверхности воды в фантоме;

- при использовании в качестве измерительного детектора ионизационной камеры сместить детектор в направлении от источника на расстояние 0,6 радиуса полости камеры (указывается в сертификате на камеру) и зафиксировать положение измерительного детектора как начало координат;

- выставить пределы перемещения измерительного детектора в объеме анализатора дозового поля исходя из требуемых измерений;

- выбрать опорный детектор в соответствии с разделом 3.3.2 настоящей инструкции и установить его в поле облучения таким образом, чтобы он не оказывал влияния на показания измерительного детектора (в углу поля);

- включить в сеть двухканальный дозиметр, установить в соответствии с техническими требованиями для выбранных детекторов значения измерительного напряжения и его полярность для измерительного и опорного детекторов;

- подключить измерительный и опорный детекторы к соответствующим разъемам двухканального дозиметра;

- подключить анализатор дозового поля к рабочей станции с установленным на ней специальным программным обеспечением для управления перемещениями детектора внутри анализатора и считывания показаний с детекторов в соответствии с инструкцией пользователя;

- провести предварительное облучение детекторов для установления условий электронного равновесия;

- провести обнуление двухканального дозиметра.

3.6.3. Измерение коэффициентов радиационного выхода

- установить углы поворота штатива и коллиматора ускорителя равными 0° , проконтролировать точность установки углов при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);

- установить световое поле размером, близким к максимальному (40×40 см);

- установить анализатор дозового поля так, чтобы он располагался горизонтально. Для этого отрегулировать его положение, используя регулировочные винты для достижения приемлемой точности ($0 \pm 0,1^\circ$), проконтролировать точность установки при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);

- установить анализатор дозового поля таким образом, чтобы тень от перекрестия светового поля ускорителя (crosshair) совпадала с линиями перекрестия на дне водного фантома, которые отображают предполагаемую точку расположения изоцентра радиационного пучка;

- провести подключение и коммутацию всех блоков анализатора дозового поля в соответствии с инструкцией по эксплуатации;

- установить уровень воды в фантоме на высоте не менее 20 см от дна фантома;

- установить необходимое для проведения измерений расстояние от источника до поверхности воды при помощи калиброванного механического дальномера, входящего в комплект ускорителя. При невозможности использования механического дальномера может быть использован калиброванный интегрированный в ускоритель оптический дальномер;

- выбрать измерительный детектор в соответствии с разделом 3.3.3 настоящей инструкции и с помощью электромеханических приводов установить центр его измерительного объема на центральной оси пучка излучения на уровне поверхности воды в фантоме;

- зафиксировать положение измерительного детектора как начало координат;

- включить в сеть дозиметр, установить в соответствии с техническими требованиями для выбранного детектора значение измерительного напряжения и его полярность, прогреть дозиметр в течение времени, указанного в паспорте прибора;

- подключить детектор к соответствующему разъему дозиметра;

- подключить анализатор дозового поля к рабочей станции с установленным на ней специальным программным обеспечением для управления перемещениями детектора внутри анализатора и считывания показаний с детекторов в соответствии с инструкцией пользователя;

- провести предварительное облучение измерительного детектора для установления условий электронного равновесия (для ионизационных камер объемом $0,6 \text{ мм}^3$ не менее 6 Гр);

- провести обнуление прибора;

- установить детектор в позицию проведения измерений.

3.6.4. Измерение коэффициента пропускания пластин многопластинчатой диафрагмы

При измерении КП МПД ионизационной камерой необходимо выполнить следующие действия:

- установить углы поворота штатива и коллиматора ускорителя равными 0° , проконтролировать точность установки углов при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);

- установить световое поле размером, близким к максимальному ($40 \times 40 \text{ см}$);

- установить анализатор дозового поля так, чтобы он располагался горизонтально. Для этого отрегулировать его положение, используя регулировочные винты для достижения приемлемой точности ($0 \pm 0,1^\circ$), проконтролировать точность установки при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);

- установить анализатор дозового поля таким образом, чтобы тень от перекрестия светового поля ускорителя (crosshair) совпадала с линиями перекрестия на дне водного фантома, которые отображают предполагаемую точку расположения изоцентра радиационного пучка;

- провести подключение и коммутацию всех блоков анализатора дозового

поля в соответствии с инструкцией по эксплуатации;

- выбрать измерительный детектор в соответствии с разделом 3.3.4 настоящей инструкции и с помощью электромеханических приводов установить центр его измерительного объема на центральной оси пучка излучения на уровне пересечения горизонтальных лазерных центраторов в фантоме;

- зафиксировать положение измерительного детектора как начало координат;

- включить в сеть дозиметр, установить в соответствии с техническими требованиями для выбранного детектора значение измерительного напряжения и его полярность, прогреть дозиметр в течение времени, указанного в паспорте прибора;

- подключить детектор к соответствующему разъему дозиметра;

- провести предварительное облучение измерительного детектора для установления условий электронного равновесия;

- провести обнуление прибора;

- установить детектор в позицию проведения измерений, надеть на него «колпачок».

При измерении электронным детектором порталных изображений необходимо:

- установить ЭДПИ в положение измерений;

- запустить программное обеспечение, позволяющее считывать ответ детекторов ЭДПИ при его облучении.

3.6.5. Измерение дозиметрического зазора многопластинчатой диафрагмы

- установить углы поворота штатива и коллиматора ускорителя равными 0° , проконтролировать точность установки углов при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);

- установить световое поле размером, близким к максимальному (40×40 см);

- установить анализатор дозового поля так, чтобы он располагался горизонтально. Для этого отрегулировать его положение, используя регулировочные винты для достижения приемлемой точности ($0 \pm 0,1^\circ$), проконтролировать точность установки при помощи аттестованного уровня (предпочтительно электронного);

- установить анализатор дозового поля таким образом, чтобы тень от перекрестия светового поля ускорителя (crosshair) совпадала с линиями перекрестия на дне водного фантома, которые отображают предполагаемую точку расположения изоцентра радиационного пучка;

- провести подключение и коммутацию всех блоков анализатора дозового поля в соответствии с инструкцией по эксплуатации;

- выбрать измерительный детектор в соответствии с разделом 3.3.5 настоящей инструкции и с помощью электромеханических приводов установить центр его измерительного объема на центральной оси пучка излучения на уровне пересечения горизонтальных лазерных центраторов в фантоме;

- зафиксировать положение измерительного детектора как начало координат;

- включить в сеть дозиметр, установить в соответствии с техническими требованиями для выбранного детектора значение измерительного напряжения и его полярность, прогреть дозиметр в течение времени, указанного в паспорте прибора;

- подключить детектор к соответствующему разъему дозиметра;
- провести предварительное облучение измерительного детектора для установления условий электронного равновесия;
- провести обнуление прибора;
- установить детектор в позицию проведения измерений, надеть на него «колпачок».

3.7. Проведение измерений и анализ полученных результатов

3.7.1. Измерение профильных распределений поглощенной дозы

Перед началом измерений осуществить подготовительные мероприятия, перечисленные в разделе 3.6.1 настоящей инструкции.

3.7.1.1. При помощи специализированного программного обеспечения, соединенного с анализатором дозового поля, задать параметры оборудования, участвующего в измерениях:

- модель линейного ускорителя, для которого проводятся измерения;
- расположение анализатора дозового поля относительно осей линейного ускорителя;
- модель измерительного детектора и дозиметра;
- наличие опорного детектора.

3.7.1.2. При помощи специализированного программного обеспечения, соединенного с анализатором дозового поля, выбрать условия проводимых измерений:

- тип и энергию излучения, наличие дозимодулирующих устройств (блоки, клиновидные фильтры);
- размер поля облучения, величину РИП, углы наклона штатива и коллиматора ускорителя;
- время проведения измерений в одной точке;
- тип измеряемых профильных распределений поглощенной дозы (inplane и/или crossplane, осевое или внеосевое, эквидистантное или нет);
- направление и шаг перемещения измерительного детектора;
- скорость перемещения измерительного детектора;
- глубины, на которых необходимо провести измерения.

3.7.1.3. Провести измерения в соответствии с методом, описанным в разделе 3.3.1 настоящей инструкции.

3.7.1.4. Провести анализ полученной дозиметрической информации с помощью соответствующего модуля программного обеспечения (или отдельной программы).

Основные характеристики профильных распределений поглощенной дозы,

подлежащие анализу и оценке:

- *смещение измерительной точки от оси симметрии радиационного пучка.*

При смещении, превышающем 2 мм, необходимо отцентрировать измерительный детектор заново с учетом полученной информации;

- *величины правой и левой полутеней* должны быть примерно равными для открытых полей (отличаться не более чем на 5%). Величины полутеней на профильном распределении поглощенной дозы зависят от устанавливаемых размеров радиационного поля и глубины, на которой они измеряются. Согласно стандарту МЭК, размеры полутеней на профильном распределении, измеренном на глубине 10 см для поля 10×10 см, не должны превышать 6 мм;

- *симметрия радиационного пучка (Symmetry)*. Вычисляется программным обеспечением по формуле:

$$Symmetry = \left(\frac{D_{(x)}}{D_{(-x)}_{MAX}} \right) \cdot 100\%,$$

где $D_{(x)}$ и $D_{(-x)}$ — значения поглощенной дозы в точках, симметричных относительно оси радиационного пучка.

Погрешность определения этого параметра не должна превышать $\pm 3\%$;

- *равномерность радиационного пучка (Flatness)*. Вычисляется программным обеспечением по формуле:

$$Flatness = \frac{D_{MAX}}{D_{MIN}} \cdot 100\%,$$

где D_{MAX} — максимальное значение поглощенной дозы в регионе плато профильного распределения;

D_{MIN} — минимальное значение поглощенной дозы в регионе плато профильного распределения.

Согласно стандартам МЭК, неравномерность распределения мощности дозы в области радиационного поля не должна превышать 6% для полей размером меньших или равных 30×30 см и 10% для полей с размерами, превышающими 30×30 см (приложение Д).

3.7.2. Измерение процентных глубинных распределений поглощенной дозы

Перед началом измерений осуществить подготовительные мероприятия, перечисленные в разделе 3.6.2 настоящей инструкции.

3.7.2.1. При помощи специализированного программного обеспечения, соединенного с анализатором дозового поля, задать параметры оборудования, участвующего в измерениях:

- модель линейного ускорителя, для которого проводятся измерения;
- расположение анализатора дозового поля относительно осей линейного

ускорителя;

- модель измерительного детектора и дозиметра;
- наличие опорного детектора.

3.7.2.2. При помощи специализированного программного обеспечения, соединенного с анализатором дозового поля, выбрать условия проводимых измерений:

- тип и энергию излучения, наличие дозимодулирующих устройств (блоки, клиновидные фильтры);
- размер поля облучения, величину РИП, углы наклона штатива и коллиматора ускорителя;
- время проведения измерений в одной точке;
- направление измерения распределения ПГД (при измерении по направлению к источнику ИИ наблюдается меньшее количество колебаний воды на поверхности фантома, вызванных перемещениями измерительного детектора);
- шаг и скорость перемещения измерительного детектора;
- максимальную глубину, для которой необходимо провести измерения.

3.7.2.3. Провести измерения в соответствии с методом, описанным в разделе 3.3.2 настоящей инструкции.

3.7.2.4. Провести анализ полученной дозиметрической информации с помощью соответствующего модуля программного обеспечения (или отдельной программы).

Основные характеристики распределений ПГД, подлежащие анализу и оценке:

- *глубина залегания максимума поглощенной дозы (D_{MAX})*. Должна находиться в пределах, указанных в приемосдаточной документации на линейный ускоритель;

- *значение процентной дозы на глубине 10 см от поверхности воды в фантоме (PDD_{10})*. Должно находиться в пределах, указанных в приемосдаточной документации на линейный ускоритель. При периодических проверках для каждой энергии фотонного излучения должно отличаться от аналогичного значения, внесенного в КСПО, не более чем на 2% (локальных);

- *значение процентной дозы на глубине 20 см от поверхности воды в фантоме (PDD_{20})*. Должно находиться в пределах, указанных в приемосдаточной документации на линейный ускоритель. При периодических проверках для каждой энергии фотонного излучения должно отличаться от аналогичного значения, внесенного в КСПО, не более чем на 2% (локальных);

- *индекс качества фотонного излучения*. Вычисляется программным обеспечением по формуле (2). При периодических проверках для каждой энергии фотонного излучения должен отличаться от аналогичного значения, полученного во время приемосдаточных испытаний, не более чем на 2%.

3.7.3. Измерение коэффициентов радиационного выхода (КРВ)

Перед началом измерений осуществить подготовительные мероприятия, перечисленные в п. 3.6.3 настоящей инструкции.

3.7.3.1. Провести измерения в соответствии с методом, описанным в п. 3.3.3

данной инструкции.

3.7.3.2. Вычислить значения КРВ (OF) для требуемых размеров полей по формуле:

$$OF(x, y) = \frac{D(x, y)}{D(10, 10)},$$

где $D(X)$ — значение поглощенной дозы в опорной точке при облучении полем со сторонами x и y ;

$D(10)$ — значение поглощенной дозы в опорной точке при облучении полем 10×10 см.

При необходимости внести полученные результаты в таблицу. При периодических проверках для каждого размера поля облучения измеренное значение КРВ должно отличаться от аналогичного значения, внесенного в КСПО, не более чем на 2%.

3.7.4. Измерение коэффициента пропускания пластин многопластинчатой диафрагмы

Перед началом измерений осуществить подготовительные мероприятия, перечисленные в разделе 3.6.4 настоящей инструкции.

3.7.4.1. Провести измерения для каждой энергии фотонного излучения в соответствии с методом, описанным в разделе 3.4.4 настоящей инструкции.

3.7.4.2. Вычислить значение коэффициента пропускания пластин многопластинчатой диафрагмы (КП МПД) по формуле:

$$TF = \frac{D_{closedA} + D_{closedB}}{2 \cdot D_{open}}$$

где $D_{closedA}$ — доза под центральной пластиной полностью закрытой МПД, все пластины смещены максимально влево;

$D_{closedB}$ — доза под центральной пластиной полностью закрытой МПД, все пластины смещены максимально вправо;

D_{open} — доза под центральной пластиной полностью открытой МПД.

При периодических проверках для каждой энергии фотонного излучения измеренное значение КП МПД должно отличаться от аналогичного значения, внесенного в КСПО, не более чем на 5%.

3.7.5. Измерение дозиметрического зазора многопластинчатой диафрагмы

Перед началом измерений осуществить подготовительные мероприятия, перечисленные в разделе 3.6.5 настоящей инструкции.

3.7.5.1. Провести измерения для каждой энергии фотонного излучения в соответствии с методом, описанным в разделе 3.3.5 настоящей инструкции.

3.7.5.2. Определить величину ДЗ МПД, необходимую для создания нулевой

дозы путем аппроксимации полученных результатов линейной зависимостью.

При периодических проверках для каждой энергии фотонного излучения измеренное значение ДЗ МПД должно отличаться от аналогичного значения, внесенного в КСПО, не более чем на 5%.

4. ВЕРИФИКАЦИЯ ДОЗОВЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ

Верификация в лучевой терапии — это независимая комплексная проверка, подтверждающая соответствие дозового распределения, доставленного к мишени внутри тела пациента, запланированному распределению с погрешностью результата облучения, не превышающей заданную величину критерия приемлемости.

Верификация лечебного плана при проведении облучения по методикам лучевой терапии с модулированной интенсивностью (ЛТМИ) и ротационной ЛТМИ (РЛТМИ) является неотъемлемой частью программы гарантии качества лечения онкологических пациентов.

Процедура верификации лечебного плана пациента с объемной модуляцией интенсивности дозы должна предшествовать началу курса облучения каждого пациента и может быть проведена с использованием дозиметрических пленок либо двухмерного матричного анализатора поля, либо интегрированного в линейный ускоритель электронного детектора порталных изображений (ЭДПИ).

4.1. Верификация с использованием дозиметрических пленок

4.1.1. Создание верификационного фантома

Для создания верификационного фантома при применении в качестве регистрирующего детектора радиографической либо радиохромной дозиметрической пленки рекомендуется использование твердотельного гомогенного водозквивалентного фантома RW3 (тип T29672 производства фирмы PTW Freiburg) или аналогичного устройства другого производителя. Непосредственно необходимо выполнить следующие действия:

- установить конверт с радиографической пленкой (радиохромную пленку) в плоскости дозового поля;
- поместить над дозиметрической пленкой пластины ПММА таким образом, чтобы пленка располагалась ниже глубины залегания дозового максимума для предполагаемой энергии облучения;
- разместить под дозиметрической пленкой пластины ПММА для создания такой толщины водозквивалентного слоя, чтобы можно было пренебречь влиянием эффекта обратного рассеяния от лечебного стола (не менее 4 см);
- зафиксировать конструкцию верификационного фантома в неизменном положении.

4.1.2. Сканирование верификационного фантома на компьютерном томографе (КТ) и внесение его данных в систему планирования облучения

Необходимо выполнить следующие действия:

- центрировать верификационный фантом с помощью лазерных центраторов КТ;

- установить толщину среза в пределах минимально употребляемой при дозиметрическом планировании расчетной сетки алгоритма моделирования дозового распределения КСПО (обычно 1 мм);
- провести сканирование по протоколу, используемому в учреждении при исследованиях головного мозга, для получения наилучшего качества изображений;
- экспортировать полученную серию изображений на сервер хранения изображений КСПО;
- создать в базе данных онкологической информационной системы нового искусственного пациента для хранения топометрических данных верификационного фантома и работы с ними;
- внести демографические данные созданного искусственного пациента, обозначив его как дозиметрическую систему, которая будет использоваться для верификации ЛТМИ планов облучения пациентов с применением дозиметрических пленок;
- импортировать полученную с КТ серию изображений верификационного фантома в базу данных для созданного искусственного пациента и обозначить ее как объемное изображение верификационного фантома с использованием дозиметрической пленки.

Примечание — Искусственный пациент используется только для хранения объемного изображения верификационного фантома и не должен быть использован при расчете доз для реальных пациентов.

4.1.3. Расчет верификационного плана облучения с использованием объемного изображения верификационного фантома

После расчета и определения локально оптимального плана облучения конкретного пациента по методике ЛТМИ, который одобрен к проведению лучевого лечения врачом-радиационным онкологом, необходимо:

- создать верификационный план оптимального плана облучения конкретного пациента (в КСПО «Eclipse» функция «planning-create verification plan»);
- выбрать в качестве верификационной системы, на которую будет перерасчитываться дозовое распределение оптимального плана облучения, объемное изображение верификационного фантома с использованием дозиметрической пленки (искусственного пациента);
- для реального пациента создать новый курс облучения непосредственно для хранения данных о верификационных мероприятиях и работы с ними;
- сбросить на 0° значения положений лечебного стола и штатива ускорителя (для РЛТМИ и композитной верификации не требуется) для каждого поля верификационного плана;
- сохранить каждое верификационное поле в отдельном верификационном плане, если каждое поле будет верифицироваться отдельно, либо сохранить все верификационные поля в одном верификационном плане, если будет проводиться композитная верификация плана облучения ЛТМИ либо РЛТМИ;
- провести расчет дозового распределения для каждого верификационного

плана на объемное изображение верификационного фантома с использованием дозиметрических пленок, параметрами линейного ускорителя и МПД, соответствующими таковым для оптимального плана облучения конкретного пациента.

4.1.4. Экспорт плоскостной дозы и подготовка плана к облучению

Верификация облучения проводится путем сравнения опорного (рассчитанного) плоскостного дозового распределения с распределением дозы, полученным при облучении дозиметрической пленки на линейном ускорителе. Для получения опорного плоскостного дозового распределения в цифровом формате, необходимом для дальнейшей работы с ним, требуется провести его экспорт из КСПО. Для этого необходимо:

- выбрать плоскость топометрического изображения верификационного фантома с использованием дозиметрической пленки, для которой будет проводиться экспорт опорного плоскостного дозового распределения (плоскость расположения дозиметрической пленки);
- выбрать размер экспортируемой дозовой плоскости (не должна превышать размер конверта с пленкой);
- выбрать геометрическое пространственное разрешение (выбирается исходя из параметров облучения конкретного пациента и возможностей дозиметрической системы);
- сохранить экспортируемое дозовое распределение (изображение в формате .dcm) в предварительно созданную папку с общим доступом к ней на удаленном компьютере либо на портативном носителе информации для передачи его на рабочую станцию, где будет происходить анализ верификационных данных;
- одобрить (approval) верификационный план для лечения (верификационных процедур) и внести в расписание линейного ускорителя.

4.1.5. Установка дозиметрического фантома и проведение облучения

Верификационный фантом установить следующим образом:

- расположить конверт с радиографической пленкой (радиохромную пленку) в положение проведения измерений внутри верификационного фантома (для каждого поля облучения требуется свой конверт с дозиметрической пленкой, если каждое поле будет верифицироваться отдельно);
- установить верификационный фантом с помощью лазерных центраторов линейного ускорителя в положении, для которого было рассчитано опорное дозовое распределение;
- проверить соответствие актуального РИП таковому, рассчитанному КСПО.

Провести облучение в соответствии с параметрами оптимального плана лучевого лечения конкретного пациента.

4.1.6. Калибровка дозиметрической пленки в единицах поглощенной дозы

Для осуществления калибровки дозиметрической пленки в единицах поглощенной дозы (получения абсолютных значений поглощенной дозы в

различных точках плоскостного дозового распределения в зависимости от степени почернения пленки) необходимо получить калибровочную кривую для каждого листа (партии) дозиметрической пленки. Полученная зависимость (калибровочная кривая) используется для получения абсолютного дозового распределения с дозиметрических пленок, облученных лечебными полями. Для получения такой зависимости необходимо проведение следующих этапов:

- расположить конверт с калибровочной радиографической пленкой (радиохромную пленку) в положении проведения измерений внутри верификационного фантома;
- облучить калибровочную дозиметрическую пленку одним IMRT- полем (или 8 статическими полями) для создания 8 областей с разными заданными уровнями величины дозы (количеством ME);
- проявить радиографическую пленку (при использовании радиохромной пленки этот этап пропустить);
- провести сканирование калибровочной пленки и получить изображение дозового распределения в оттенках серого;
- сохранить полученное изображение в предварительно созданную папку с общим доступом к ней на удаленном компьютере либо на портативном носителе информации для передачи его на рабочую станцию, где будет происходить калибровка дозиметрической пленки в единицах поглощенной дозы;
- при помощи специализированного программного обеспечения для каждой из 8 областей определить численные значения уровней почернения пленки;
- получить (каждому из 8 численных значений уровней почернения пленки соответствует известное (заданное) значение поглощенной дозы) и сохранить калибровочную кривую.

4.1.7. Обработка дозиметрической пленки и получение результатов измерений

После облучения дозиметрической пленки в соответствии с параметрами оптимального плана лучевого лечения конкретного пациента необходимо проведение следующих процедур для получения результатов верификационных измерений:

- проявить радиографическую пленку (при использовании радиохромной пленки этот этап пропустить);
- провести сканирование радиографической пленки с использованием калиброванного денситометра (при использовании радиохромной пленки следует провести сканирование в требуемом диапазоне светового спектра при помощи сканера изображений);
- сохранить полученные изображения в формате .tif;
- осуществить калибровку дозиметрической пленки в единицах поглощенной дозы (каждой по отдельности) при помощи полученной ранее калибровочной кривой.

4.1.8. Анализ результатов и принятие решения о возможности проведения облучения

Для принятия решения о возможности проведения облучения конкретного пациента по методикам лучевой терапии с модулированной интенсивностью для каждой дозиметрической пленки необходимо:

- сравнить дозовые изображения, полученные в результате облучения дозиметрических пленок в соответствии с параметрами оптимального плана лучевого лечения конкретного пациента, с рассчитанными КСПО плоскостными дозовыми распределениями при помощи специализированного программного обеспечения («Verisoft» или аналогичного);
- осуществить оценку соответствия комплексного дозового распределения, реализованного на линейном ускорителе, опорному (рассчитанному) плоскостному дозовому распределению с помощью методики (-индексирования при различных параметрах индексации);
- в областях (точках), имеющих большое значение для клиницистов, осуществить визуальное сравнение рассчитанного и измеренного (скорректированного) профильного распределения дозы с целью выявления критических несоответствий, могущих повлечь отказ от облучения пациента таким планом;
- заполнить протокол проведения верификации плана облучения по методике ЛТМИ (РЛТМИ) с использованием дозиметрической пленки (форма протокола приведена в Приложении Е).

Примечание — Рекомендуются следующие значения параметров индексации при оценке планов облучения ЛТМИ:

- 3%-е (5%-е для стереотаксического облучения) отклонение абсолютного значения поглощенной дозы в точке оценки (dose difference) от максимального рассчитанного КСПО значения поглощенной дозы в плоскости (объеме) верификации;
- 3-миллиметровое (2-миллиметровое для стереотаксического облучения) — расстояние до ближайшей точки с одинаковой дозой (distance-to-agreement);
- критерий приемлемости результата верификации — $<10\%$ площади точек с (-индексом) >1 по отношению к общему числу точек оценки плана;
- пороговая значимая величина дозы — 5% от максимального рассчитанного КСПО значения поглощенной дозы в плоскости (объеме) верификации (10% для стереотаксического облучения).

4.2. Верификация с использованием матричного детектора

4.2.1. Создание верификационного фантома

При отсутствии в комплекте с матричным детектором специализированного верификационного фантома, разработанного компанией-производителем детектора, для проведения верификационных мероприятий необходимо создание такого собственными силами. Для создания верификационного фантома при применении в качестве регистрирующего детектора двухмерного матричного детектора рекомендуется использование твердотельного гомогенного водозквивалентного фантома RW3 (тип T29672 производства PTW Freiburg) или аналогичного устройства другого производителя. Непосредственно необходимо

выполнить следующие действия:

- установить матричный детектор в плоскости дозового поля;
- поместить над матричным детектором пластины ПММА таким образом, чтобы пленка располагалась ниже глубины залегания дозового максимума для предполагаемой энергии облучения;
- разместить под матричным детектором пластины ПММА для создания такой толщины водозквивалентного слоя, чтобы можно было пренебречь влиянием эффекта обратного рассеяния от лечебного стола (не менее 4 см);
- зафиксировать конструкцию верификационного фантома в неизменном положении.

4.2.2. Сканирование верификационного фантома на компьютерном томографе и внесение его данных в систему планирования облучения (импорт данных с носителя производителя)

Необходимо выполнить следующие действия:

- центрировать верификационный фантом с помощью лазерных центраторов КТ;
- установить толщину среза в пределах минимально употребляемой при дозиметрическом планировании расчетной сетки алгоритма моделирования дозового распределения КСПО (обычно 1 мм);
- провести сканирование по протоколу, используемому в учреждении при исследованиях головного мозга, для получения наилучшего качества;
- экспортировать полученную серию изображений (топометрические данные с носителя производителя) на сервер хранения изображений КСПО (при использовании искусственных КТ-изображений необходима коррекция электронной плотности структур дозиметрической системы в соответствии с рекомендациями производителя матричного детектора);
- создать в базе данных онкологической информационной системы нового искусственного пациента для хранения топометрических данных верификационного фантома и работы с ними;
- внести демографические данные созданного искусственного пациента, обозначив его как дозиметрическую систему, которая будет использоваться для проведения верификации ЛТМИ планов облучения пациентов с применением матричного детектора;
- импортировать полученную с КТ серию изображений верификационного фантома в базу данных для созданного искусственного пациента и обозначить ее как объемное изображение верификационного фантома с использованием матричного детектора.

Примечание — Искусственный пациент используется только для хранения объемного изображения верификационного фантома и не должен быть использован при расчете доз для реальных пациентов.

4.2.3. Расчет верификационного плана облучения с использованием объемного изображения верификационного фантома

После расчета и определения локально оптимального плана облучения конкретного пациента по методике ЛТМИ, который одобрен к проведению

лучевого лечения врачом-радиационным онкологом, необходимо:

- создать верификационный план оптимального плана облучения конкретного пациента (в КСПО «Eclipse» функция «planning-create verification plan»);
- выбрать в качестве верификационной системы, на которую будет перерасчитываться дозовое распределение оптимального плана облучения, объемное изображение верификационного фантома с использованием матричного детектора (искусственного пациента);
- для реального пациента создать новый курс облучения непосредственно для хранения данных о верификационных мероприятиях и работы с ними;
- сбросить на 0° значения положений лечебного стола и штатива ускорителя (для РЛТМИ и композитной верификации не требуется) для каждого поля верификационного плана;
- сохранить каждое верификационное поле в отдельном верификационном плане, если каждое поле будет верифицироваться отдельно, либо сохранить все верификационные поля в одном верификационном плане, если будет проводиться композитная верификация плана облучения ЛТМИ либо РЛТМИ;
- провести расчет дозового распределения для верификационного плана на объемное изображение верификационного фантома с использованием матричного детектора, параметрами линейного ускорителя и МПД, соответствующими таковым для оптимального плана облучения конкретного пациента.

4.2.4. Экспорт плоскостной дозы и подготовка плана к облучению

Верификация облучения проводится путем сравнения опорного (рассчитанного) плоскостного дозового распределения с распределением дозы, реально полученном при облучении на линейном ускорителе. Для получения опорного плоскостного дозового распределения в цифровом формате, необходимом для дальнейшей работы с ним, требуется провести его экспорт из КСПО. Для этого необходимо:

- выбрать плоскость топометрического изображения верификационного фантома с использованием матричного детектора, для которой будет проводиться экспорт опорного плоскостного дозового распределения (плоскость геометрического центра ионизационных камер матричного детектора);
- выбрать размер экспортируемой дозовой плоскости (не должна превышать размер измерительной области матричного детектора);
- выбрать геометрическое пространственное разрешение (выбирается исходя из параметров облучения конкретного пациента и возможностей дозиметрической системы);
- сохранить экспортируемое дозовое распределение (изображение в формате .dcm) в предварительно созданную папку с общим доступом к ней на удаленном компьютере либо на портативном носителе информации для передачи его на рабочую станцию, где будет происходить анализ верификационных данных;
- одобрить (approval) верификационный план для проведения верификационных процедур и внести его в расписание линейного ускорителя.

4.2.5. Установка фантома и проведение облучения

Верификационный фантом установить следующим образом:

- расположить матричный детектор в положении проведения измерений внутри верификационного фантома;
- установить верификационный фантом с помощью лазерных центраторов линейного ускорителя в положении, для которого было рассчитано опорное дозовое распределение (для измерения трехмерных дозовых распределений дополнительно необходима установка креномера);
- провести подключение и коммутацию всех блоков матричного детектора в соответствии с инструкцией по эксплуатации;
- проверить соответствие необходимого РИП таковому, рассчитанному КСПО;
- подключить матричный детектор к рабочей станции с установленным на ней специальным программным обеспечением для считывания показаний с ионизационных камер (диодов) матричного детектора в соответствии с инструкцией пользователя;
- предварительно облучить матричный детектор дозой не менее 6 Гр (поле 27×27 см) для установления условий электронного равновесия;
- обнулить дозиметрическую систему;
- провести калибровку показаний матричного детектора в единицах поглощенной дозы (п. 4.2.6 настоящей инструкции).

Провести облучение в соответствии с параметрами оптимального плана лучевого лечения конкретного пациента.

4.2.6. Калибровка матричного детектора в единицах поглощенной дозы

Для измерения абсолютных значений поглощенной дозы необходимо проведение абсолютной калибровки дозового ответа каждого из детекторов матричного анализатора поля. Наиболее распространенным способом, позволяющим провести такую калибровку, является кросс-калибровка, состоящая из следующих этапов:

- верификационный фантом облучается калибровочным полем фотонного излучения используемой энергии размером 10×10 см с известным количеством мониторинговых единиц. Облучение проводится с направления, перпендикулярного поверхности верификационного фантома (угол наклона штатива 0°);
- путем сравнения полученного дозового распределения с рассчитанным планирующей системой (с такими же параметрами) определяется калибровочный коэффициент k_{cal} по формуле:

$$k_{cal} = \frac{D_{REF0}}{M_{REF0}}, \quad (3)$$

где D_{REF0} — значение дозы в центральной точке опорного поля облучения (статическое поле размером 10×10 см), рассчитанное системой планирования

облучения, при проведении облучения с направления, перпендикулярного поверхности расположения плоскостного детектора ионизирующего излучения сверху;

M_{REF0} — измеренное детектором значение дозы в центральной точке опорного поля облучения (статическое поле размером 10×10 см), при проведении облучения с направления, перпендикулярного поверхности расположения плоскостного детектора ионизирующего излучения сверху.

Примечание — Для получения трехмерного дозового распределения фантом «Octavius 4D» собирает и сохраняет измерения двухмерного матричного детектора в качестве функции от угла наклона штатива ускорителя. При каждом измерении для соответствующего значения угла наклона штатива воспроизводится трехмерное распределение поглощенной дозы посредством наложения двухмерного распределения на кривые ПГД. Затем определяется результирующее дозовое распределение в цилиндрическом фантоме «Octavius4D» как сумма трехмерных дозовых распределений для каждого измеренного угла наклона штатива. Для этого требуется внесение в специальное программное обеспечение для считывания показаний с ионизационных камер матричного детектора набора кривых ПГД, актуальных для линейного ускорителя, на котором проводятся измерения.

Необходимы кривые ПГД для следующих условий:

- РИП = 85 см;
- размеры поля (см): 2×2 , 3×3 , 4×4 , 5×5 , 8×8 , *10×10* , 12×12 , 15×15 , 20×20 , 25×25 , 26×26 (только параметры полей, выделенные курсивом, являются обязательными для выполнения измерений).

4.2.7. Анализ результатов и принятие решения о возможности проведения облучения

Для принятия решения о возможности облучения конкретного пациента по методикам ЛТМИ необходимо:

- скорректировать с использованием полученного из формулы (3) калибровочного коэффициента k_{cal} дозовые распределения, полученные в результате облучения матричного детектора в соответствии с параметрами оптимального плана лучевого лечения конкретного пациента по формуле:

$$D_c = D_m k_{cal},$$

где D_c — скорректированное значение поглощенной дозы (для каждого детектора);

D_m — измеренное значение поглощенной дозы (для каждого детектора);

- сравнить скорректированные дозовые распределения с рассчитанными КСПО дозовыми распределениями при помощи специализированного программного обеспечения («Verisoft» или аналогичного);
- осуществить оценку соответствия скорректированного комплексного дозового распределения опорному (рассчитанному) дозовому распределению с помощью методики (-индексирования при различных параметрах индексации;
- в областях (точках), имеющих большое значение для клиницистов, осуществить визуальное сравнение рассчитанного и измеренного

(скорректированного) профильного распределения дозы с целью выявления критических несоответствий, которые могут повлечь отказ от облучения пациента таким планом;

- заполнить протокол проведения верификации плана облучения по методике ЛТМИ (РЛТМИ) с использованием матричного детектора (форма протокола приведена в приложении Ж).

Примечание — 3%-е (5%-е для стереотаксического облучения) отклонение абсолютного значения поглощенной дозы в точке оценки (dose difference) от максимального рассчитанного КСПО значения поглощенной дозы в плоскости (объеме) верификации;

- 3-миллиметровое (2-миллиметровое для стереотаксического облучения) расстояние до ближайшей точки с одинаковой дозой (distance-to-agreement);

- критерий приемлемости результата верификации — $<10\%$ площади точек с (-индексом >1 по отношению к общему числу точек оценки плана;

- пороговая значимая величина дозы — 5% от максимального рассчитанного КСПО значения поглощенной дозы в плоскости (объеме) верификации (10% для стереотаксического облучения).

4.3. Верификация с помощью электронного детектора портальных изображений

4.3.1. Настройка ЭДПИ для получения изображений

Использование ЭДПИ для верификации планов ЛТМИ и РЛТМИ возможно только при наличии программного обеспечения с возможностью использования алгоритма портальной дозиметрии GLAaS либо стороннего платного программного обеспечения. Для корректного измерения значений поглощенной дозы с помощью ЭДПИ необходима предварительная калибровка как механических, так и дозиметрических его параметров. Здесь и далее рассматривается настройка ЭДПИ «aS 1000» компании «Varian Medical Systems».

4.3.1.1. Калибровка опорного положения детектора портальных изображений

Необходимо провести следующие действия:

- снять пластиковую панель, защищающую детектор от столкновений;
- установить панель детектора в изоцентр радиационного пучка (для этого на поверхности панели обозначено перекрестие), а также выставить расстояние источник–центр детектирующей панели, равное расстоянию от источника ИИ до оси вращения штатива ускорителя (98,8 см до поверхности детектора);

- зайти в «режим физика» для управления манипулятором позиционирования ЭДПИ (E-ARM) и провести соответствующую процедуру калибровки («IDU iso calibration»).

4.3.1.2. Калибровка параметров (качества) изображений, получаемых с помощью ЭДПИ

Для осуществления такого рода калибровки проводится процедура «flood field-dark field calibration».

Во время проведения этой процедуры необходимо получить два

изображения:

- «dark field» — обеспечивает систему, управляющую процессом получения проходных мегавольтных (портальных) изображений («Portal Vision») с информацией о фоновых шумах. Формируется путем считывания ответа каждого из пикселей ЭДПИ в отсутствие излучения. Представляет собой серию узких полосок, что объясняется различной чувствительностью рядов детекторной матрицы;

- «flood field» — формируется при облучении детектора в однородном пучке излучения заданной энергии и мощности дозы и служит критерием равномерности дозы. Система «Portal Vision» использует полученную информацию для коррекции индивидуальной чувствительности каждого из пикселей ЭДПИ.

Данная процедура выполняется для каждой комбинации энергии облучения и мощности дозы, предполагаемых к использованию, а также для каждой техники получения изображений и проводится с применением специализированного программного обеспечения «AM maintenance».

4.3.1.3. Дозиметрическая калибровка ЭДПИ

Данный вид калибровки необходим для получения дозовых изображений. Для ее проведения следует:

- загрузить в AM maintenance диагональное профильное распределение поля облучения максимального размера для требуемой энергии излучения;
- провести облучение ЭДПИ опорным значением дозы, рассчитанным в КСПО, для расстояния источник-центр детектирующей панели, которое будет использоваться при верификации;
- провести коррекцию полученного ответа центрального детектора для приведения его в соответствие с опорным значением дозы с использованием при необходимости метода обратных квадратов.

Данная процедура выполняется для каждой комбинации энергии облучения и мощности дозы, предполагаемых к использованию.

4.3.2. Настройка алгоритма расчета портальной дозы

Для корректного определения портальной дозы (дозового распределения) необходима конфигурация алгоритма ее расчета в КСПО. В случае с системой планирования «Eclipse» этот алгоритм носит название PDC и требует для проведения расчетов следующих дозиметрических данных:

- дозовые распределения, полученные ЭДПИ при двух различных РИП при облучении поля, сформированного при помощи опорной последовательности движения пластин МПД (предоставляется производителем). Эти данные необходимы для конфигурации ядра рассеивания радиационного пучка в алгоритме расчета;
- коэффициенты радиационного выхода, измеренные для определенных размеров полей облучения. Размеры, для которых необходимо определение КРВ, приведены в таблице 6;

Таблица 6. — Размеры полей, необходимые для измерения КРВ при настройке алгоритма расчета порталной дозы PDC

		Ширина (X)						
		Наименьший размер	5	10	15	20	28	38
Высота (Y)	Наименьший размер	Измерение	Измерение	Измерение	Расчет	Расчет	Расчет	Измерение
	5	Измерение	Измерение	Измерение	Расчет	Расчет	Расчет	Расчет
	10	Измерение	Измерение	Измерение	Расчет	Расчет	Расчет	Расчет
	15	Расчет	Расчет	Расчет	Измерение	Расчет	Расчет	Расчет
	20	Расчет	Расчет	Расчет	Расчет	Измерение	Расчет	Расчет
	28	Расчет	Расчет	Расчет	Расчет	Расчет	Измерение	Измерение
	38	Расчет	Расчет	Расчет	Расчет	Расчет	Измерение	н/д

- профиль интенсивности излучения на глубине максимума ионизации (может быть получен из дозиметрических данных уже сконфигурированных алгоритмов расчета дозового распределения для фотонного излучения).

Примечание — После конфигурации алгоритма PDC необходимо провести его валидацию. Для этого следует создать и рассчитать некоторое количество (до 10) тестовых пациентов и провести верификацию доставки дозового распределения их планов облучения в соответствии с разделами 4.3.3–4.3.6 настоящей инструкции.

4.3.3. Расчет верификационного плана облучения при использовании ЭДПИ

После расчета и определения локально оптимального плана облучения конкретного пациента по методике ЛТМИ, который одобрен к проведению лучевого лечения врачом-радиационным онкологом, необходимо:

- создать верификационный план оптимального плана облучения конкретного пациента (в КСПО «Eclipse» функция «planning-create verification plan»);
- выбрать ЭДПИ в качестве верификационной системы, на которую будет перерасчитываться дозовое распределение оптимального плана облучения;
- для реального пациента создать новый курс облучения непосредственно для хранения данных о верификационных мероприятиях и работы с ними;
- выбрать расстояние источник–центр детектирующей панели, которое было использовано при дозиметрической калибровке ЭДПИ;
- сбросить на 0° значения положений лечебного стола для каждого поля верификационного плана;
- сохранить все верификационные поля в одном верификационном плане;
- провести расчет дозового распределения для верификационного плана.

4.3.4. Подготовка плана к облучению

Для подготовки верификационного плана к облучению необходимо:

- выставить в параметрах плана требуемое расстояние источник–центр

детектирующей панели;

- одобрить (approval) верификационный план для проведения верификационных процедур и внести его в расписание линейного ускорителя;
- создать задание на получение интегрального портального изображения в момент проведения облучения для каждого поля.

4.3.5. Установка ЭДПИ и проведение облучения

При проведении облучения верификационного плана необходимо:

- установить ЭДПИ в положение облучения на расстоянии от источника, указанном в параметрах верификационного плана;
- провести облучение в соответствии с параметрами верификационного плана в отсутствие препятствий между источником и ЭДПИ.

4.3.6. Анализ результатов и принятие решения о возможности проведения облучения

Для принятия решения о возможности проведения облучения конкретного пациента по методикам ЛТМИ для каждого поля верификационного плана необходимо:

- сравнить дозовые изображения, полученные в результате облучения ЭДПИ в соответствии с параметрами оптимального плана лучевого лечения конкретного пациента, с рассчитанными КСПО плоскостными дозовыми распределениями при помощи специализированного программного обеспечения («Portal Dosimetry» или аналогичного);

- осуществить оценку соответствия комплексного дозового распределения, реализованного на линейном ускорителе, опорному (рассчитанному) плоскостному дозовому распределению с помощью методики (-индексирования при различных параметрах индексации);

- в областях (точках), имеющих большое значение для клиницистов, осуществить визуальное сравнение рассчитанного и измеренного (скорректированного) профильного распределения дозы с целью выявления критических несоответствий, которые могут повлечь отказ от облучения пациента таким планом;

- заполнить протокол проведения верификации плана облучения по методике ЛТМИ (РЛТМИ) с использованием ЭДПИ (форма протокола приведена в приложении 3).

Примечание — Рекомендуются следующие параметры индексации при оценке планов облучения ЛТМИ:

- 4%-е (5%-е для стереотаксического облучения) отклонение абсолютного значения поглощенной дозы в точке оценки (dose difference) от максимального рассчитанного КСПО значения поглощенной дозы в плоскости (объеме) верификации;

- 4-миллиметровое (2-миллиметровое для стереотаксического облучения) расстояние до ближайшей точки с одинаковой дозой (distance-to-agreement);

- критерий приемлемости результата верификации — $<1\%$ площади точек с (-индексом) >1 по отношению к общему числу точек оценки плана;

- пороговая значимая величина дозы — 10% от максимального рассчитанного КСПО значения поглощенной дозы в плоскости верификации.

Определение поправочных коэффициентов k_{pol} и k_s

Воздействие на показание камеры использования потенциалов противоположной полярности должно всегда проверяться перед началом измерений. Для определения поправочного коэффициента k_{pol} необходимо проведение измерений значений поглощенной дозы в водном фантоме на опорной глубине для поля размером 10×10 см на его поверхности при $SSD = 100$ см. Ионизационная камера облучается 100 МЕ при потенциалах +400 В и -400 В.

Значение поправочного коэффициента k_{pol} для фотонного излучения вычисляется по формуле:

$$k_{pol} = (|M_+| + |M_-|) / 2 M_+,$$

где M_+ — показания прибора в единицах поглощенной дозы или заряда при потенциале на ионизационной камере +400 В;

M_- — показания прибора при потенциале -400 В.

Неполный сбор заряда в полости ионизационной камеры из-за рекомбинации ионов требует введения поправочного коэффициента k_s . Для определения k_s проводят измерения значений поглощенной дозы в водном фантоме на опорной глубине для поля размером 10×10 см на его поверхности при $SSD = 100$ см. Ионизационная камера облучается 100 МЕ при потенциале на ионизационной камере +400 В и пониженном значении (как правило +100 В).

Значение поправочного коэффициента k_s как для фотонного, так и электронного излучения вычисляется по формуле:

$$k_s = a_0 + a_1 \cdot (M_1 / M_2) + a_2 \cdot (M_1 / M_2)^2,$$

где M_1 — показания прибора в единицах поглощенной дозы или заряда при потенциале на ионизационной камере $V = +400$ В;

M_2 — показания прибора при $V = +100$ В.

Наиболее применяемые на практике значения коэффициентов a_0 , a_1 , a_2 приводятся в таблице 7.

Таблица 7. — Значения коэффициентов a_0 , a_1 , a_2

V_1/V_2	a_0	a_1	a_2
2,0	2,337	-3,636	2,299
3,0	1,198	-0,875	0,677
4,0	1,022	-0,363	0,341

Таблица 8. — Определение k_Q в зависимости от типа ионизационной камеры и $TPR_{20,10}$

Тип ионизационной камеры	Индекс качества фотонного излучения $TPR_{20,10}$														
	0,50	0,53	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84
PTW 30010 Farmer	1,004	1,003	1,001	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,985	0,981	0,976	0,969	0,962	0,955	0,943
PTW 30011 Farmer	1,006	1,004	1,001	0,999	0,997	0,994	0,992	0,990	0,987	0,984	0,980	0,973	0,967	0,959	0,948
PTW 30012 Farmer	1,006	1,005	1,002	1,000	0,999	0,996	0,994	0,992	0,989	0,986	0,982	0,976	0,969	0,962	0,950
PTW 30013 Farmer	1,002	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,975	0,968	0,960	0,952	0,940
PTW 31010 flexible	1,003	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,975	0,968	0,960	0,952	0,940
PTW 31013 flexible	1,003	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,975	0,968	0,960	0,952	0,940
PTW 31014 PinPoint	1,005	1,004	1,001	0,999	0,998	0,995	0,991	0,988	0,984	0,979	0,974	0,966	0,957	0,950	0,939
PTW 31016 PinPoint	1,005	1,004	1,001	0,999	0,998	0,995	0,991	0,988	0,984	0,979	0,974	0,966	0,957	0,950	0,939
IBA FC 65G Farmer	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,997	0,995	0,992	0,989	0,985	0,981	0,973	0,966	0,958	0,947
IBA CC13	1,001	1,001	1,001	1,000	0,999	0,997	0,995	0,992	0,989	0,985	0,980	0,972	0,964	0,955	0,943
IBA CC04	1,001	1,001	1,001	1,000	0,999	0,997	0,995	0,993	0,989	0,984	0,979	0,970	0,962	0,953	0,941

Расчет поправочного коэффициента k_{TP} на отклонение температуры и давления от стандартных условий

k_{TP} рассчитывается по формуле:

$$k_{TP} = \frac{p_0(273,2 + t)}{p(273,2 + t_0)} ,$$

где p и t — давление и температура во время измерений

p_0 и t_0 — указанные в калибровочном сертификате опорные величины давления и температуры (обычно 101,3 кПа и 20°C).

**ПРОТОКОЛ ИЗМЕРЕНИЙ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ
В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ ДЛЯ ПУЧКОВ ФОТОНОВ
ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦЕНЫ МОНИТОРНОЙ
ЕДИНИЦЫ**

Дата: ___/___/___ Учреждение: _____

1. Линейный ускоритель электронов: _____
 Номинальный ускоряющий потенциал: _____ МВ и мощность дозы ускорителя:
 _____ Гр/мин
 Индекс качества пучка фотонного излучения: $TPR_{20,10} =$ _____
 Значение относительной мощности поглощенной дозы на глубине
 10 см _____

2. Ионизационная камера
 Модель и заводской номер: _____
 Рабочее напряжение: _____ В
 Калибровочный коэффициент: $N_{D,w} =$ _____ Гр/Кл
 при $p_0 = 101,3$ кПа, $t_0 = 20^\circ\text{C}$, дата поверки: ___/___/_____
 Поправочный коэффициент $C =$ _____ (из свидетельства о поверке)

3. Условия измерения
 Температура воздуха $T =$ _____ °С
 Атмосферное давление $P =$ _____ кПа
 Опорная глубина в водном фантоме $z_{\text{ref}} =$ _____ см
 Размер поля на поверхности воды в фантоме: 10×10 см² при РИП = _____ см

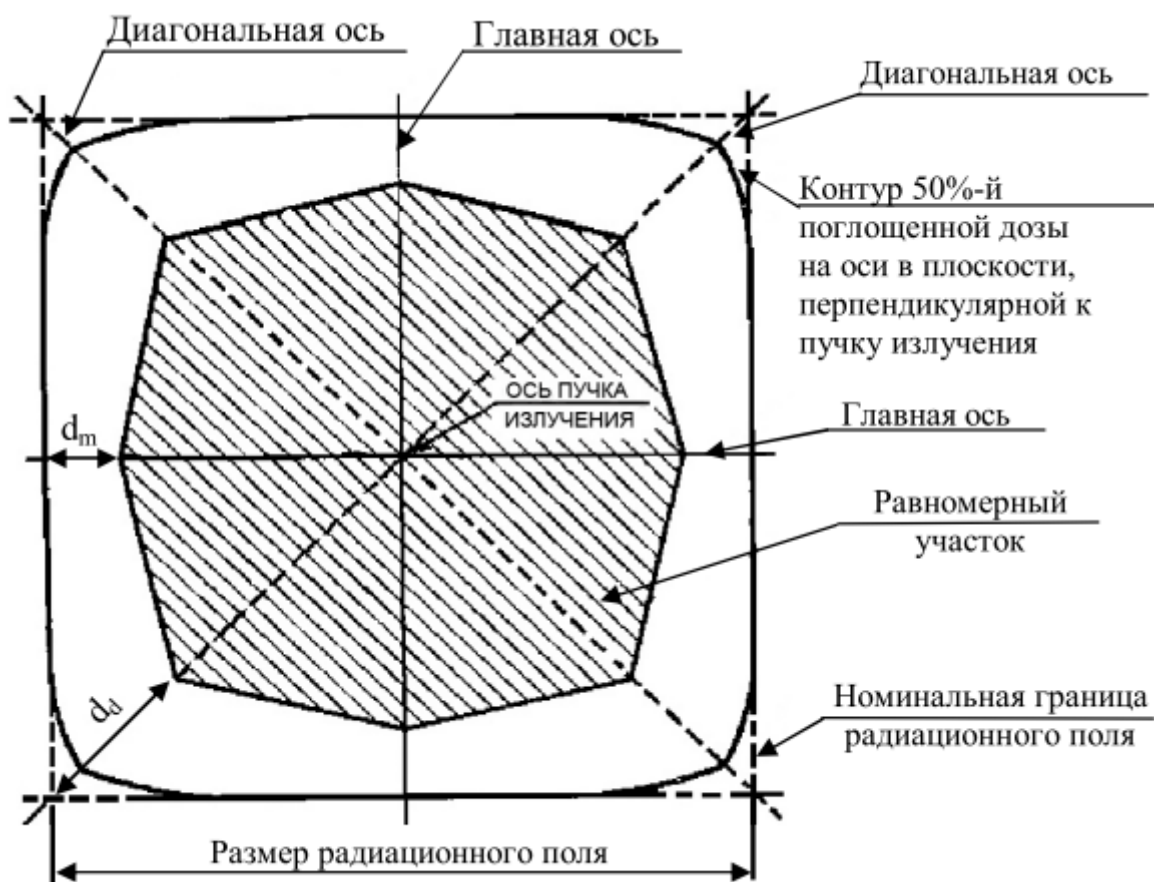
4. Коррекция показаний прибора
 - на отклонение температуры и атмосферного давления от стандартных условий:
 Атмосферное давление: $p =$ _____ кПа, температура: $T =$ _____ °С,
 $k_{TP} =$ _____

- на рекомбинацию ионов:

		1	2	3	4	5	Среднее
$V_1 =$ В	M_1						
$V_2 =$ В	M_2						

$k_s =$ _____

Равномерность внутри радиационного поля (ОПР)



Определение равномерного поля согласно требованиям МЭК

Размер поля F, см	Размеры, ограничивающие равномерное поле		
	d_m	d_d	D_{max}/D_{min}
$5 < F < 10$	1 см	2 см	1,06
$10 < F < 30$	0,1 F	0,2 F	1,06
$30 < F$	3 см	6 см	1,10

Приложение Е

Протокол проведения верификации плана облучения по методике ЛТМИ (РЛТМИ) с использованием дозиметрической пленки

Ф.И.О. пациента: _____

Номер амбулаторной карты: _____

Аппарат ЛТ: _____

Тип дозиметрической пленки: _____

Критерии при определении (-индекса) _____

Верификацию провел(-а):

Ф.И.О. _____

Дата: _____

Подпись: _____

Поле	Максимальное значение (-индекса)	Площадь со значениями (-индекса >1)	Комментарии
1			
...			
N			

**Протокол проведения верификации плана облучения по методике ЛТМИ
(РЛТМИ) с использованием матричного детектора**

Ф.И.О. пациента: _____

Номер амбулаторной карты: _____

Аппарат ЛТ: _____

Тип матричного детектора: _____

Критерии при определении (-индекса): _____

Верификацию провел(-а):

Ф.И.О. _____

Дата: _____

Подпись: _____

Поле	Максимальное значение (-индекса)	Площадь со значениями (-индекса >1)	Комментарии
1			
...			
N			

**Протокол проведения верификации плана облучения по методике ЛТМИ
(РЛТМИ) с использованием ЭДПИ**

Ф.И.О. пациента: _____
 Номер амбулаторной карты: _____
 Аппарат ЛТ: _____
 Критерии при определении (-индекса: _____
 Верификацию провел(-а):
 Ф.И.О. _____
 Дата: _____
 Подпись: _____

Поле	Максимальное значение (-индекса	Площадь со значениями (-индекса >1	Комментарии
1			
...			
N			