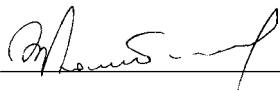


**МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ  
РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ**

УТВЕРЖДАЮ

Первый заместитель министра



В.В. Колбанов

11 апреля 2003 г.

Регистрационный № 20–0103

**КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА КОМПЬЮТЕРНЫХ  
СИСТЕМ ПЛАНИРОВАНИЯ  
ДИСТАНЦИОННОГО ОБЛУЧЕНИЯ**

Инструкция по применению

**Учреждение-разработчик:** ГУ «Научно-исследовательский институт онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова»

**Авторы:** д-р техн. наук, проф. И.Г. Тарутин, канд. техн. наук  
А.Г. Страх

## **ВВЕДЕНИЕ**

Планирование радиотерапевтического облучения является комплексным процессом, который включает различные этапы. Процедуры контроля качества необходимы на каждом этапе, чтобы гарантировать соблюдение точности лучевой терапии.

Основной целью разработки методических указаний по контролю качества компьютерных систем планирования облучения (КСПО) является достижение высоких уровней качества радиотерапии посредством минимизация источников ошибок и погрешностей (неопределенностей), возникающих при планировании лучевой терапии на различных ее этапах.

В последнее время разработке систем контроля качества КСПО уделяется большое внимание во многих странах. Среди них можно выделить несколько зарубежных научных групп, которые разработали типовые протоколы и методики контроля качества КСПО (Dade M., 1993; Declich F. et al., 1999; Fraass B. et al., 1998). Основной целью этих протоколов является уменьшение ошибок и неопределенностей, связанных с использованием КСПО в радиотерапевтическом лечении больных злокачественными опухолями.

Специальный пакет тестов для оценки точности моделирования в КСПО фотонных пучков с энергией 4 МВ и 18 МВ создан Американским обществом медицинских физиков (AAPM Task Group 23). Этот пакет включает некоторый набор точек, расположенных на определенных глубинах, для контроля осевых дозовых распределений, набор точек на определенных расстояниях от оси пучка излучения для контроля профильных дозовых зависимостей. Выбран ряд прямоугольных и квадратных полей, полей с клиновидными фильтрами, центральными блоками, а также фигурными блоками. Рассматриваются случаи облучения с неоднородностями среды, с косым падением пучка на поверхность облучаемой среды.

Многие работы посвящены сравнительному анализу различных коммерческих КСПО по таким критериям, как точность расчета дозовых распределений при использовании информации с компьютерных томографов (Declich F. et al., 1999; Fraass B. et al., 1998) и разработке соответствующих тестов; рассматриваются также вопросы

контроля качества КСПО при учете неоднородности среды и кривизны поверхности облучения. Ряд работ (Venselaar J., Welleweerd H., 2001; Venselaar J., Welleweerd H., Mijlheer B., 2001) посвящены разработке универсальных критериев для оценки точности расчета дозы в КСПО, учитывающих многообразие параметров, влияющих на расчеты при использовании КСПО в клинической практике.

## **СОСТАВ КСПО И ОСНОВНЫЕ ПРОЦЕДУРЫ ПЛАНИРОВАНИЯ ОБЛУЧЕНИЯ**

КСПО включает следующие основные элементы: рабочую станцию, цветной графический дисплей с устройством для определения координат на экране (мышь, джойстик, световой карандаш), устройства и программное обеспечение для ввода информации о пациенте (например, дигитайзер для ввода изображений размером  $40 \times 50$  см и больше с разрешением не более 0,5 мм), программное обеспечение выбора условий облучения, расчета дозовых распределений, расчета мониторных единиц и мощностей доз, устройства и программное обеспечение для документирования плана лечения.

Прежде чем приступить к этапу планирования лучевого лечения, необходимо выполнить следующие процедуры:

1. Осуществить позиционирование пациента, в результате которого определяется его оптимальное положение во время лечения; конструируются необходимые приспособления для этого позиционирования.

2. Определить размеры, форму и локализацию опухоли (объем мишени), окружающие опухоль здоровые органы и ткани (органы риска), а также внешний контур пациента. Эта процедура предусматривает использование как специального оборудования (рентгеновские, магнитно-резонансные компьютерные сканеры и т.д.), так и опыта и квалификации врача-онколога для создания правильной компьютерной топографической модели пациента.

Только после полного осуществления первых двух процедур начинается традиционное планирование лучевого лечения или дозовое планирование. Может быть выбран один из двух основных

методов радиотерапии: дистанционная или контактная (внутриполостная или внутритканевая) лучевая терапия. Параметры дистанционной радиотерапии (тип источника облучения, методика облучения), как правило, задаются. Параметры пучков излучения (количество пучков, их размеры, направления), параметры дополнительных формирующих устройств (клиновидных фильтров, блоков, компенсаторов, многопластинчатых диафрагм) определяются в процессе планирования. Каждый из вышеперечисленных параметров влияет на распределение дозы в пациенте. С помощью КСПО может быть получено огромное число различных распределений дозы, учитывающих индивидуальные топографические особенности пациента. Выбором и документированием наилучшего плана, отвечающего основным требованиям врача к распределению дозы, учитывающим конкретные условия для реализации этого плана в данном клиническом подразделении, заканчивается процесс планирования лучевого лечения.

## **ОСНОВНЫЕ ПОГРЕШНОСТИ ПРОЦЕССА ПЛАНИРОВАНИЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

Погрешности или источники ошибок планирования можно разделить на две основные группы:

*1. Погрешности алгоритмов расчета распределений дозы и их характеристик, заложенных в КСПО.*

Информация о дозиметрических характеристиках радиотерапевтического аппарата является очень важной. Параметры пучков излучения должны быть измерены и переданы в КСПО. Качество КСПО прежде всего обусловлено точностью измерения и передачи этой информации в КСПО, а также точностью воспроизведения этой информации системой планирования. Необходимо осуществлять строгий контроль за основными дозиметрическими характеристиками аппарата лучевой терапии, которые не должны изменяться после передачи их в КСПО.

*2. Источники ошибок, связанные с вводом и обработкой информации о пациенте и его позиционировании на аппаратах лучевой терапии.*

Информация о пациенте может собираться с использованием различных методов. Важное значение имеет точность получения изображений, значений электронной плотности в каждой точке КТ-изображения, а также точность передачи, превращения и использования этой информации в компьютерной системе планирования. Таким образом, процессы получения, передачи, превращения или использования изображений могут существенно увеличить геометрические неопределенности создаваемой модели пациента.

Точность определения анатомии: неаккуратность при определении анатомической модели пациента может стать одним из крупнейших источников неопределенностей в процессе планирования. Каждый из шагов, в том числе рисование контуров, перевод в трехмерное (объемное) изображение, создание поверхностных и объемных изображений, включает геометрические погрешности.

Погрешности процедур фиксации пациента в пространстве в процессе КТ-сканирования, симуляции и других сопроводительных процедур могут вносить существенный вклад в неопределенность локализации пациента, опухоли (мишени), нормальных органов и тканей по отношению к радиационным пучкам.

## **ОЦЕНКА КАЧЕСТВА КСПО ПРИ ПРИЕМКЕ В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ**

Основной задачей приемки новой КСПО в клиническую эксплуатацию является проверка ее соответствия тем характеристикам и требованиям, которые были представлены при продаже данной системы. Испытания системы должны быть проведены после установки КСПО в клинику, перед тем как эта система будет применяться непосредственно в лечебной практике.

Проверка КСПО должна проводиться при непосредственном участии пользователя. Результаты проверки должны быть тщательно документированы и должны храниться в течение всего периода эксплуатации КСПО.

Ввиду многообразия различных КСПО можно выделить основной типовой набор тестов при приемке КСПО в клиническую эксплуатацию (см. табл. 1).

Таблица 1

**Основные тесты, рекомендуемые при приемке КСПО  
в клиническую эксплуатацию**

	<b>Название</b>	<b>Тест</b>
1	Ввод КТ-изображений	Ввести один из стандартных примеров КТ-изображений, представленных в стандартном списке КСПО в формате, который будет применяться настоящим пользователем КСПО
2	Анатомическое описание	Создать двух- или трехмерную модель пациента на основе КТ-данных, рассмотренных выше (внешний контур, внутренние структуры и т.д.). Осуществить визуальный контроль на дисплее
3	Конфигурация пучков	Проверить работоспособность всех функций КСПО при работе с пучками излучения, которые представлены в стандартном списке возможностей, обеспечиваемых данной КСПО
4	Фотонные пучки	Выполнить расчеты всех требуемых дозовых характеристик для всего списка фотонных пучков КСПО. Осуществить контроль качества расчетов для всех открытых полей, различных РИП, полей с блоками, клиновидными фильтрами, учета неоднородности среды, кривизны поверхности и т.д.
5	Пучки электронов	Выполнить расчеты всех требуемых дозовых характеристик для всего списка электронных пучков КСПО. Осуществить контроль качества расчетов для всех открытых полей, различных РИП, учета неоднородности среды, кривизны поверхности и т.д.
6	Документирование результатов	Распечатать все полученные результаты серии планов и их параметров. Проверить правильность полученной текстовой и графической информации и соответствие ее тем требованиям, которые представлены производителем КСПО

**КОНТРОЛЬ СООТВЕТСТВИЯ КСПО КОНФИГУРАЦИИ  
ПУЧКОВ ИЗЛУЧЕНИЯ РАДИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ  
АППАРАТОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ**

Пространственное положение и ориентация каждого пучка излучения, моделируемые в КСПО, должны соответствовать параметрам конкретного радиотерапевтического аппарата. Система координат радиотерапевтического аппарата, пациента и КСПО должны совпадать (см. табл. 2).

Таблица 2

**Тесты соответствия КСПО параметрам моделируемого  
радиотерапевтического аппарата**

	<b>Название</b>	<b>Тест</b>	<b>Обоснование теста</b>
1.	Список аппаратов лучевой терапии	Проверить соответствие списка аппаратов и пучков излучения в КСПО списку аппаратов и пучков, применяемых в данной клинике	Несоответствие этих данных может привести к ошибке в расчете доз и мониторинговых единиц
2.	Ограничения на параметры пучков	Проверить соответствие ограничений на параметры пучков, накладываемых в КСПО (предельные размеры полей, параметров клиновидных фильтров, компенсаторов, углов поворота консоли, стола, коллиматора и т.д.), тем, которые применяются в данной клинике	Несоответствие этих данных может привести к нереализуемым планам
3.	Маркировка пучков	Проверить правильность маркировки пучков в КСПО	Несоответствие этих данных может привести к ошибкам при реализации плана
4.	Параметры аппаратов лучевой терапии	Проверить соответствие углов консоли, коллиматора и лечебного стола. Проверить соответствие движений стола, пластин коллиматора. Проверить маркировку и ограничения на движения узлов аппарата	Несоответствие этих данных может привести к систематическим ошибкам при реализации плана
5.	Изоцентр пучка и РИК	Проверить соответствие смещения изоцентра пучка и изменения РИК в КСПО	Неправильное функционирование может привести к неточным расчетам доз
6.	Клиновидные фильтры	Проверить соответствие маркировки направления фильтра, ограничений на размеры поля	Несоответствие может привести к неправильной реализации плана

## **КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА РАСЧЕТА ДОЗ В КСПО ПУТЕМ СОПОСТАВЛЕНИЯ С ПЕРВИЧНЫМИ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИМИ ДАННЫМИ**

Как правило, в любой КСПО используется некоторый базовый набор дозиметрических данных о пучках излучения, применяемых при радиотерапии, которые являются основой для создания математических моделей пучков излучения. Эти данные получают с помощью экспериментальных измерений в гомогенной среде в больших водных фантомах. Данные должны охватывать весь диапазон клинических ситуаций и включают осевые дозовые распределения, профильные дозовые зависимости и выходные факторы зависимости дозы от размера пучка и конфигурации коллиматора. Это стандартный набор дозиметрических данных, необходимых для инициализации алгоритмов расчета дозы в КСПО.

Влияние дополнительных формирующих устройств — клиновидных фильтров и их коэффициентов учитывается посредством дополнительных измерений профильных дозовых зависимостей клиновидных фильтров и их коэффициентов.

Базовый набор дозиметрических данных является, в основном, набором относительных данных. В расчетах дозовых распределений не используются калибровочные измерения абсолютных доз и соответственно исключаются дополнительные погрешности этих измерений. Поэтому погрешность базовых дозиметрических данных, в частности данных относительных дозовых зависимостей, не должна превышать 1% для значения процентной дозы или 1 мм смещения изодозы в области высокого градиента дозы (в зависимости от того, что больше) (Venselaar J., Welleweerd H., Mijnheer B., 2001).

Для анализа соответствия между вычисленной и измеренной дозой дозовое распределение пучка излучения рассматривается по отдельным зонам пучка (см. табл. 3):

- внутренняя зона пучка, которая включает область, заключенную между геометрическими границами пучка за вычетом зоны полутени;
- зона полутени (0,5 полутени внутрь и наружу по отношению к границе пучка);
- внешняя зона пучка — зона, расположенная под коллиматором для открытых полей; для полей с блоками — зона под блоками;



– зона отсутствия электронного равновесия ОЭР1 — область пучка, заключенная между поверхностью облучения и уровнем на глубине  $D_{\max}$ ;

– зоны отсутствия электронного равновесия ОЭР2 — области на границах пучка от края пучка в направлении оси пучка;

– центральная ось пучка;

– абсолютная доза в точке нормировки дозового распределения.

**Таблица 3**

**Тесты соответствия моделируемых в КСПО и экспериментальных зависимостей дозы**

	<b>Зона</b>	<b>Тест</b>	<b>Погрешность</b>
1.	Внутренняя	Профильные зависимости дозы на глубинах 5, 10, 15, 20 см, измеренные в стандартном водном фантоме, в сравнении с расчетными данными, полученными в КСПО. Профильные зависимости нормированы к дозе на оси пучка на глубине измерения	2% для открытых полей, 3% для полей с клиновидными фильтрами и блоками
2.	Полутень	Профильные зависимости дозы на глубинах 5, 10, 15, 20 см, измеренные в стандартном водном фантоме, в сравнении с расчетными данными, полученными в КСПО	2 мм при нормировке профилей к дозе на оси пучка на глубине измерения
3.	Внешняя	Профильные зависимости дозы на глубинах 5, 10, 15, 20 см, измеренные в стандартном водном фантоме, в сравнении с расчетными данными, полученными в КСПО	2% при нормировке профилей к дозе на оси пучка на глубине измерения
4.	ОЭР1	Осевые зависимости дозы, измеренные в стандартном водном фантоме, в сравнении с расчетными данными, полученными в КСПО	2 мм при нормировке к дозе в опорной точке

**Окончание таблицы 3**

	<b>Зона</b>	<b>Тест</b>	<b>Погрешность</b>
5.	ОЭР2	Профильные зависимости дозы на глубинах 5, 10, 15, 20 см, измеренные в стандартном водном фантоме, в сравнении с расчетными данными, полученными в КСПО	2 м при нормировке профилей к дозе на оси пучка на глубине измерения
6.	Центральная ось	Осевые зависимости дозы, измеренные в стандартном водном фантоме, в сравнении с расчетными данными, полученными в КСПО	1,5% при нормировке к дозе в опорной точке
7.	Абсолютная доза	Ручной расчет мониторных единиц или мощности дозы для аппаратов с источниками излучения Со-60 в сравнении с расчетными данными, полученными в КСПО	2,0%

Можно выделить наиболее критические зоны этих данных:

- а) зоны, где отсутствуют условия электронного равновесия;
- б) зоны на границах пучка и углах прямоугольных полей;
- в) прямоугольные поля с большим отношением длинной стороны к короткой.

### **КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА РАСЧЕТА ДОЗ В КСПО ПРИ НЕСТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ ОБЛУЧЕНИЯ**

Необходимо контролировать точность расчета доз в КСПО при более сложных условиях планирования облучения на основе измеренных дозиметрических данных для этих случаев:

- изменения расстояния «источник — поверхность облучения» (РИП);

- косоуго падения пучка на поверхность облучения;
- учета неоднородностей.

В последнем случае способность системы точно рассчитывать дозы на границах неоднородностей очень важна. Для этого необходимы создание специального программного обеспечения, специальных фантомов и подбор соответствующих дозиметров для выполнения контроля.

Этот раздел контроля качества КСПО обычно предлагается для использования разработчиками коммерческих систем планирования облучения с целью повышения доверия к этим системам и не является предметом разработки настоящего документа.

## **КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА РАСЧЕТА АБСОЛЮТНОЙ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В КСПО**

Первым шагом проверки любой задачи, ставящей целью проверку расчета времени отпуска абсолютной поглощенной дозы на аппаратах с источником излучения  $Co-60$  или числа мониторинжных единиц на ускорителях, является проверка данных о пациенте. Рекомендуется, чтобы все исходные данные о пациенте, будь то предписания лучевого терапевта, данные исследований на симуляторах, графические данные, полученные в результате планирования на основе использования КТ-сканов, должны быть проверены независимым оператором. Это должно быть сделано в форме дополнительного просмотра с проверкой первоначальной документации и изображений. Оба оператора должны подписать документ с указанием всех проверенных параметров.

Вторым шагом является проверка параметров радиотерапевтического аппарата, на котором пациент будет лечиться. Они включают детальное описание параметров метода лечения (энергии пучка, размеров полей, углов поворота головки излучателя, углов поворота коллиматора, угла клиновидного фильтра), а также детальный дозовый и временной план с указанием дозы за фракцию, дозы в максимуме. Эти данные должны быть проверены независимо другим лицом, заполненный протокол подписывается исполнителем и проверяющим.

Если проверка расчета мониторинжных единиц осуществляется с использованием одной системы или программы, ожидаемый результат может быть одним и тем же. Проверка расчетов должна проводиться независимо от первоначального расчета. Такая проверка может быть выполнена, например, путем использования отдельной компьютерной системы, применяющей другие, не столь сложные (точные) алгоритмы, как основная система планирования и расчета мониторинжных единиц. Таким путем могут быть найдены ошибки, превышающие 3%. Если такой системы не имеется в нали-

чий, можно осуществить вторичную проверку вручную, используя табличные данные. Для этого необходимо разработать простую и ясную схему расчета — проверки мониторных единиц, которую может осуществить лучевой терапевт непосредственно на рабочем месте. Такая процедура имеет свои преимущества, так как позволяет врачу более полно и детально представить процесс реализации плана облучения.

Все данные расчета должны быть документированы. В эти данные должны быть включены дозовые зависимости, как в воздухе, так и в фантоме, значения тканефантомных отношений или процентных осевых доз, значения эквивалентных размеров полей, факторы ослабления дозы в подвеске и клиновидном фильтре, факторы влияния блоков. Это упрощает процесс поиска ошибок и погрешностей, возникающих при расчете мониторных единиц.

### **КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА КСПО ПРИ ЕЕ ТЕКУЩЕМ ИСПОЛЬЗОВАНИИ В СОЗДАНИИ РЕАЛЬНЫХ ПЛАНОВ ЛУЧЕВОГО ЛЕЧЕНИЯ**

Очень важно осуществлять регулярную проверку результатов планирования у конкретных пациентов, подвергающихся лучевому лечению.

Это может быть достигнуто следующим образом:

- регулярными проверками базисных дозиметрических параметров, используемых при инициализации системы планирования;
- второстепенными проверками лечебного плана;
- дозиметрией *in vivo*.

#### **Регулярность проверки базисных параметров**

Необходимость регулярной проверки базисных параметров обусловлена возможными изменениями этих параметров с течением времени, а также в результате ремонтов и профилактик радиотерапевтического аппарата.

#### **Второстепенная проверка**

Второстепенная проверка очень полезна для устранения возможных грубых ошибок системы. Она может проводиться независимо от данной системы планирования другой системой планирования либо с помощью дополнительной, более простой программы или

вручную. Одним из примеров может явиться расчет дозы и количества мониторинговых единиц в одной точке дозового распределения, например, в точке, рекомендованной Международной комиссией по радиологическим единицам и измерениям (МКРЕ).

### **Дозиметрия *in vivo***

Дозиметрия *in vivo* может использоваться для выявления ошибок процесса лучевого лечения в целом, включая ошибки КСПО, а также ошибки процедур, связанных с подготовкой исходной информации о пациенте и реализацией плана лечения.

## **РЕГЛАМЕНТНЫЕ ПРОЦЕДУРЫ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА КСПО**

Контроль качества КСПО должен включать следующие периодические тесты:

- проверка аппаратных средств ЭВМ, включая все входные и выходные устройства;
- проверка стабильности работы алгоритмов с данными, включая данные о пучках излучения и пациенте;
- проверка работы алгоритмов расчета дозовых распределений, например для пучков, формируемых клиновидными фильтрами, блоками, учета неоднородности среды, косого падения лучей, нестандартных расстояний облучения;
- подтверждение записи и защиты файлов данных, которые содержат информацию о радиотерапевтическом аппарате, используемую для расчета отпускаемой поглощенной дозы и мониторинговых единиц.

Необходимо проводить ежедневный, ежемесячный, годовой и срочный контроль качества КСПО.

### **Ежедневный контроль качества КСПО**

1. Проверяются все аппаратные средства ЭВМ, включая все входные (например, дигитайзер) и выходные (например, плоттер) устройства.

2. Проверяются правильность и точность расчетов мониторинговых единиц и времени отпуска дозы на аппаратах, снабженных источником излучения  $^{60}\text{Co}$ .

3. Проверяются правильность и точность расчета доз и распределений дозы в зависимости от величины различных параметров пучков излучения: вида излучения, метода облучения, размеров пучков, используемых блоков, клиновидных фильтров.

Для осуществления ежедневного контроля рекомендуется использовать программу ежедневного контроля КСПО, представленную в Приложении 1, и заполнить протокол ежедневного контроля качества КСПО, представленный в Приложении 2.

### **Ежемесячный контроль качества КСПО**

1. Анализируются и обсуждаются результаты ежедневного контроля за текущий месяц. Выявляются основные источники ошибок. Предлагаются пути их устранения.

2. Проверяется стабильность работы алгоритмов с данными, включая данные о пучках излучения и пациенте.

Для документирования данных ежемесячного контроля качества КСПО следует заполнить протокол, представленный в Приложении 3.

### **Годовой контроль качества КСПО**

1. Анализируются основные погрешности между расчетными и измеренными данными для каждого пучка и каждого радиотерапевтического аппарата, выявленные в течение года.

2. Анализируются результаты ежемесячного контроля и выявляются основные источники ошибок. Принимаются необходимые меры для устранения ошибок.

### **Срочный контроль качества КСПО**

1. Контроль осуществляется во время приемочных испытаний при вводе новой системы КСПО в клиническую эксплуатацию. Список соответствующих контрольных проверок приведен выше.

2. Контроль может потребоваться при изменении параметров радиотерапевтического аппарата в результате его модернизации или после сложного ремонта. Контрольные тесты выбираются из списка контрольных процедур 1–4 (табл. 3) с учетом степени сложности модернизации.

3. Контроль может быть необходим при изменении конфигурации программного обеспечения КСПО, например при установке новой версии программного обеспечения передачи данных с нового компьютерного томографа в КСПО. Список контрольных процедур определяется с учетом условий, складывающихся в каждом конкретном случае.

## **ПРОГРАММА ЕЖЕДНЕВНОГО КОНТРОЛЯ КСПО**

В этом приложении предлагается один из вариантов программы ежедневного контроля КСПО, состоящий из программного модуля, написанного на языке FORTRAN-5, и методик ручного расчета мониторных единиц на ускорителях электронов и времени отпуска дозы на аппаратах с источником излучения  $^{60}\text{Co}$ . Данный вариант адаптирован для КСПО ПРАЗУР. Для других КСПО рекомендуется создать подобную программу. При этом язык программирования, на котором будет написана программа, не имеет принципиального значения.

Программный модуль обеспечивает формирование файла входных данных, предназначенного для расчета любых дозовых полей, любых методик, входящих в список каждого конкретного аппарата лучевой терапии, с помощью программы ПРАЗУР. Выбор того или иного аппарата, методики облучения, параметров пучка, глубины положения точки, в которой рассчитывается абсолютная поглощенная доза, осуществляется с помощью генератора случайных чисел. Таким образом, из многообразия всевозможных параметров, включаемых в процесс формирования плана облучения, ежедневно случайным образом выбирается один конкретный набор параметров, автоматически формируется соответствующий данному набору параметров тканеэквивалентный фантом и для этого случая рассчитывается распределение дозы и абсолютная доза в выбранной случайным образом опорной точке. Полученное распределение можно сравнить с экспериментальным распределением дозы для контроля точности расчета.

Следует заметить, что принцип выбора любого набора параметров, входящих в список каждого конкретного радиотерапевтического аппарата, позволяет контролировать расчеты не только для значений параметров, входящих в базовый набор для инициализации модели расчетов в КСПО, для которых проводились соответствующие экспериментальные контрольные измерения, но и для любых промежуточных значений параметров.

Для контроля входных и выходных устройств КСПО данные расчета распечатываются. Эскиз полученного фантома вводится



через дигитайзер, в КСПО вводятся распечатанные данные по пучкам и методике облучения и проводится повторный расчет распределения дозы и абсолютной дозы в заданной точке, совпадающей с точкой на распечатке случайного плана. Производится повторная распечатка плана. Полученные результаты сравниваются с предыдущими для контроля работоспособности и стабильности КСПО.

Для контроля правильности расчета абсолютной поглощенной дозы и мониторинжных единиц ниже описываются методики ручного расчета мониторинжных единиц.

### **Открытые поля облучения**

#### ***Заданное значение РИП (режим облучения на РИП)***

Поглощенная доза  $D(z, c, \text{РИП})$  на оси поля облучения с размером  $c$ , который фиксируется на поверхности при заданном значении РИП, рассчитанная в точке, расположенной на глубине  $z$ , определяется по следующей формуле:

$$D(z, c, \text{РИП}) = \frac{D_R \times U \times O_R(c) \times P(z, c, \text{РИП})}{100}, \quad (1)$$

где  $D_R$  — мощность поглощенной дозы в водном фантоме на глубине максимума ионизации, измеренная в стандартных условиях. Размер поля облучения на поверхности воды равен  $10 \times 10$  см. Мощность поглощенной дозы измеряется в мониторинжных единицах на 1 Гр, если эта величина определяется на фотонных пучках ускорителей, либо в Гр/мин, если эта величина определяется на гамма-терапевтических аппаратах для дистанционного облучения;

$U$  — число отпущенных мониторинжных единиц либо время отпуска заданной дозы на гамма-терапевтических аппаратах;

$O_R(c)$  — зависимость дозы от размера квадратного поля  $c$ , которая измеряется в водном фантоме на глубине максимума ионизации как отношение дозы в квадратном поле облучения с размером  $c$ , определяемым на поверхности облучения, к дозе в поле облучения с размером  $10 \times 10$  см;

$P(z, c, \text{РИП})$  — процентное глубинное распределение дозы, измеренное на заданном РИП для поля облучения на поверхности с размером, равным  $c$ , нормированное к дозе на глубине максимума ионизации.

### **Переменное значение РИП (режим облучения на РИО)**

Поглощенная доза  $D(z, c, \text{РИО})$  на оси поля облучения с размером  $c$ , который определяется на расстоянии «источник — опухоль» (РИО) и на глубине  $z$ , рассчитывается по следующей формуле:

$$D(z, c, \text{РИО}) = \frac{D_R \times U \times O'_R(c) \times P(z, c, \text{РИО}) \times \left( \frac{\text{РИО} + z}{\text{РИО} + z - z_0} \right)^2}{100}, \quad (2)$$

где  $z_0$  — глубина расположения изоцентра;

$O'_R(c)$  — зависимость дозы от размера квадратного поля, которая измеряется в водном фантоме на глубине максимума ионизации как отношение дозы в квадратном поле облучения с размером  $c$ , определяемым на поверхности облучения, к дозе в поле облучения с размером  $10 \times 10$  см;

$P(z, c, \text{РИО})$  — процентное глубинное распределение дозы, измеренное на заданном РИП = РИО для поля облучения с размером  $c$ , нормированное к дозе на глубине максимума ионизации.

### **Поля облучения, формируемые клиновидными фильтрами**

В связи с тем, что режим облучения с фиксированным РИО при формировании полей облучения с помощью дополнительных устройств, таких как клиновидные фильтры, блоки и т.д., практически не используется в клинической практике, рассмотрим режим облучения с заданным значением РИП (режим облучения на РИП).

Поглощенная доза  $D(z, c, \text{РИП}, w)$  на оси пучка облучения с размером  $c$ , который фиксируется на поверхности при заданном значении РИП, рассчитанная в точке, расположенной на глубине  $z$ , для полей, формируемых клиновидным фильтром  $w$ , определяется по следующей формуле:

$$D(z, c, \text{РИП}, w) = \frac{D_R \times U \times O_R(c, w) \times k_w \times P(z, c, \text{РИП}, w)}{100}, \quad (3)$$

где  $O_R(c, w)$  — зависимость дозы от размера квадратного поля облучения  $c$ , формируемого клиновидным фильтром  $w$ , который измеряется в водном фантоме на глубине максимума ионизации как отношение дозы в квадратном поле облучения с размером  $c$ , определяемым на поверхности облучения, к дозе в поле облучения с размером  $10 \times 10$  см;

$P(z, c, \text{РИП}, w)$  — процентное глубинное распределение дозы, измеренное на заданном РИП для поля с размером, равным  $c$ , формируемого клиновидным фильтром  $w$ , нормированное к дозе на глубине максимума ионизации;

$k_w$  — коэффициент клиновидного фильтра, который измеряется в водном фантоме на глубине максимума ионизации в поле облучения с размерами  $10 \times 10$  см на поверхности при заданном значении РИП как отношение дозы в поле облучения, формируемом клиновидным фильтром, к дозе в открытом поле облучения тех же размеров.

### **Прямоугольные поля облучения и поля облучения с центральным блоком**

При расчетах поглощенной дозы для прямоугольных полей облучения используются формулы (1–3), в которых вместо размера квадратного поля облучения  $c$  подставляется значение эквивалентного поля облучения, рассчитываемое по формуле:

$$c = \frac{2 \times a \times b}{a + b}, \quad (4)$$

где  $a$  — ширина поля облучения при заданном значении РИП (см);  
 $b$  — длина поля облучения при заданном значении РИП (см).

При расчетах поглощенной дозы для полей облучения с центральным формирующим блоком используются формулы (1–3), в которых вместо размера квадратного поля облучения  $c$  подставляется значение эквивалентного поля облучения, рассчитываемое по формуле:

где  $a$  — ширина поля облучения с блоком при заданном значении РИП (см);

$$c = \frac{2 \times (a - a_{bl}) \times b}{a - a_{bl} + b}, \quad (5)$$

где  $a_{bl}$  — ширина тени блока при заданном значении РИП (см);

$b$  — длина поля облучения с блоком при заданном значении РИП (см);

$a_{bl}$  — ширина тени блока при заданном значении РИП (см).

**ПРОТОКОЛ**  
**ежедневного контроля КСПО**  
 Год \_\_\_\_\_ Месяц \_\_\_\_\_

<b>Тестируемые характеристики КСПО</b>					
Дни месяца	Автоматическая установка даты (без сбоев)	Погрешность ввода геометрической информации (менее 1 мм)	Погрешность вывода геометрической информации (менее 1 мм)	Погрешность расчета мониторных единиц (менее 2%)	Подпись инженера

**ПРОТОКОЛ  
ежемесячного контроля КСПО**

Год \_\_\_\_\_ Месяц \_\_\_\_\_

<b>Параметры условий облучения, при которых выявлены превышения допустимых отклонений при выполнении ежедневного контроля параметров КСПО</b>								
Дни меся- ца	Пог- реш- ность расчета мони- торных единиц (%)	Вид и энергия излу- чения (МВ, МэВ)	Поле (см × см)	РИП, РИО (см)	Глу- бина (см)	Централь- ный блок (см × см)	Клино- видный фильтр	При- меча- ние

Контроль проводили: \_\_\_\_\_  
(Ф.И.О., подпись)

Зав. отделением: \_\_\_\_\_  
(Ф.И.О., подпись)