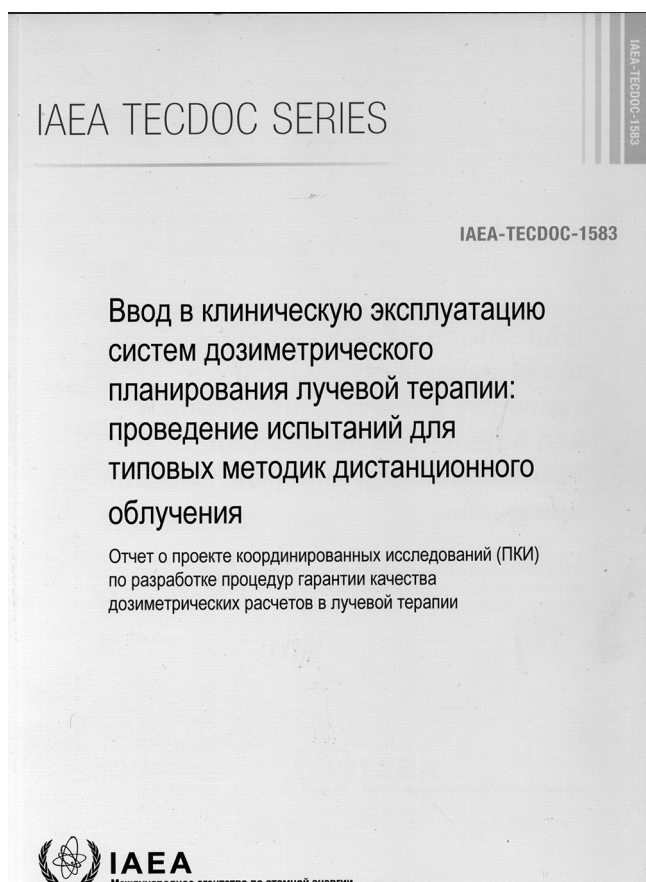


# ВВОД В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ СИСТЕМ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО ПЛАНИРОВАНИЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ: ПРОВЕДЕНИЕ ИСПЫТАНИЙ ДЛЯ ТИПОВЫХ МЕТОДИК ДИСТАНЦИОННОГО ОБЛУЧЕНИЯ

**Отчет о проекте координированных исследований по разработке процедур гарантии качества дозиметрических расчетов в лучевой терапии**

**Публикация МАГАТЭ STD-1583, 2010. Перевод на русский, 2016**



Доклад МАГАТЭ STD-1583 посвящен теме, крайне актуальной для медицинских физиков, работающих в отделениях лучевой терапии (ЛТ), – вводу в клиническую эксплуатацию компьютерных систем планирования лучевой терапии. Он состоит из основного текста и приложений. Доклад предназначен для всех лиц, которые задействованы в любых работах, связанных с вводом в клиническую эксплуатацию СП, и в программе гарантии качества (ГК). Как правило, это медицинские физики со специальной подготовкой в области физики ЛТ, имеющие практический клинический опыт, и лица, которые несут основную ответственность за работу СП.

ГК планирования ЛТ чрезвычайно важна для обеспечения подведения пациенту точной дозы и минимизации возможности неправильного облучения. Системы планирования ЛТ (СП) широко распространены как в промышленно развитых, так и в развивающихся странах, поэтому столь важно помогать медицинским учреждениям государств-членов МАГАТЭ в разработке процедур для приемочных испытаний (англ. *acceptance testing*), ввода в клиническую эксплуатацию (англ. *commissioning*) и реализации программы ГК. Поэтому группа экспертов в 2004 г. подготовила доклад МАГАТЭ STD-430 “Ввод в клиническую эксплуатацию и гарантия качества компьютерных систем пла-

нирования лучевой терапии рака” [1], где изложены общие принципы и описано большое количество тестов и процедур. Однако выполнение этих рекомендаций требует гораздо большей нагрузки на персонал и технических средств для определения характеристик терапевтических пучков, проверки правильности алгоритмов и тестирования программ расчета доз, которых нет в большинстве отделений ЛТ. Поэтому возникла необходимость создать “практический” документ, описывающий ограниченное количество контрольных сценариев, которые могут быть выполнены пользователем в разумное время. Такие сценарии должны помочь избежать серьезных ошибок в процессе планирования в конкретном медицинском учреждении. Рекомендации по ГК можно свести к программе, которая может быть реализована без потери ее комплексного характера за счет оптимального разделения работ между поставщиком СП и персоналом больницы при проведении приемочных испытаний.

Для выполнения положений документа [1] был разработан проект CRP E2.40.13 [2], главная цель которого – создание комплекса тестов, касающихся дозиметрических расчетов, оформленных в виде протокола. Два документа, которые были разработаны в рамках проекта [2], представляют собой пошаговое описание проведения тестов. В первой публикации МАГАТЭ STD-1540 “Приемочные испытания систем планирования в лучевой терапии” [3] в качестве основы использован стандарт МЭК-62083 [4], и рассмотрены процедуры, касающиеся технических требований и приемочных испытаний.

Ввод в клиническую эксплуатацию является одной из наиболее важных частей программы ГК как для СП, так и для всего процесса планирования, которая включает тестирование функций системы, регистрацию ее различных возможностей и проверку способности алгоритмов расчета доз воспроизводить расчеты для пучков фотонов высоких энергий. В докладе рассматривается проверка расчетов доз, которые охватывают лишь типовые методы облучения и не рассматриваются вопросы, относящиеся к ЛТ с модуляцией интенсивности, брахитерапии и к другим специальным методам.

Цель этих испытаний состоит в подтверждении того, что логическая цепочка, начинающаяся от КТ-сканирования, анатомического моделирования, дозиметрического планирования и расчета числа мониторных единицы

или времени для типовых методик облучения приводит к желаемым результатам с достаточной точностью. В соответствии с [1], тестирование СП для типовых методик облучения определено как испытания для ввода в клиническую эксплуатацию. Они должны использоваться в качестве опорных данных для периодически выполняемой программы ГК, включающей проверку целостности аппаратных средств, программного обеспечения и сохранности данных при их передаче.

В разделе “Испытания для ввода в клиническую эксплуатацию” говорится, что в большинстве больниц, как правило, отсутствуют возможности определения всех характеристик СП и проведения тестирования правильности алгоритмов и программ расчета доз, используемых в СП. Поэтому в докладе предлагаются тесты, которые помогут медицинскому учреждению подготовить все алгоритмы расчета доз для использования в клинике. Пользователь должен определить аппараты, которые будут использоваться, обеспечить соответствующие входные данные, выполнить подгонку параметров модели пучка, получить набор данных для проведения тестирования, проанализировать полученные результаты, и, наконец, взять на себя ответственность за проверку правильности алгоритма расчета доз, который затем поступит в клиническое использование.

В докладе описаны характеристики фантомов, подходящих для тестирования СП при вводе в эксплуатацию и выполнения программы ГК. Предложено использовать фантомы нескольких типов:

1. Фантом для проведения измерений на КТ служит для проверки пересчета КТ-чисел в значения относительной электронной плотности (ОЭП), для оценки геометрии пучка, цифровой реконструкции снимков и многоплоскостной реконструкции.
2. Пластинчатый фантом состоит из водо- или тканеэквивалентного материала, позволяет проводить пленочную дозиметрию и проверять поправки на неоднородность.
3. Антропоморфный фантом служит для измерений при любых методах облучения.

Описанные испытания основаны на использовании фантома грудной клетки CIRS модели 002LFC, который соответствует большинству вышеперечисленных требований. Можно использовать и другие фантомы, но это потребует адаптации тестов и выбора соответствующих точек измерения. Сравнение измеренных

Таблица 1

**Данные о сертифицированных материалах с эталонной плотностью,  
включенных в фантом CIRS**

	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Электронная плотность на см <sup>3</sup> × 10 <sup>23</sup>	Электронная плотность относительно воды
Легкие	0,21	0,69	0,207
Кости	1,60	5,03	1,506
Мышцы	1,06	3,48	1,042
Жировая ткань	0,96	3,17	0,949
«Пластиковая вода» (корпус)	1,04	3,35	1,003

и расчетных данных в этих фантомах может также повлиять на диапазон наблюдаемых отклонений.

Фантом грудной клетки CIRS имеет эллиптическую форму и по своим пропорциям, плотности и двумерной структуре представляет собой усредненный человеческий торс. Фантом имеет корпус, выполненный из материала «пластиковая вода», и секции из материалов, эквивалентных легочной и костной ткани (табл. 1) с отверстиями для заменяемых вставок. В тканеэквивалентных вставках устанавливаются ионизационные камеры, позволяющие проводить измерения доз в разных точках в нескольких плоскостях фантома. Половина фантома разделена на 12 секций, в которых устанавливается дозиметрическая или радиохромная пленка. Хранение, сборка и надлежащая ориентация фантома при укладке обеспечивается установочной системой с комплектом стяжек. Фантом поставляется с комплектом из четырех сертифицированных вставок с эталонной электронной плотностью (эквивалент мышцам, кости, легким и жировой ткани).

Далее описаны сценарии двух недозиметрических и 8 дозиметрических тестов, которые структурированы так, чтобы сначала были проверены распределения доз для однополюсного облучения, далее стандартные методы с несколькими полями, и, наконец, сложные многополюсные конфигурации. Основной целью этих испытаний является подтверждение того, что запланированная доза соответствует дозе, определенной путем измерений. Расчеты доз выполняются для каждого алгоритма на базе сетки расчета, обычно используемой в клинической практике. Все дозы выражаются в единицах поглощенной дозы в воде, независимо от области измерения. Измерения выполняются

для каждого поля и суммарно для всех полей при использовании многополюсных методов. Результаты сравнения измеренных и расчетных значений доз должны регистрироваться в соответствующих таблицах. Ввод в клиническую эксплуатацию включает выполнение пользователем независимых расчетов «МЕ/время» для каждого поля и сравнение полученных результатов с рассчитанными на СП.

Проверка анатомии и входных данных охватывает процесс создания модели пациента для дозиметрического планирования, включая процесс пересчета КТ-чисел в значения ОЭП. Кроме того, выполняется проверка аппаратных средств графического ввода/вывода. Недозиметрические тесты включают два сценария:

1. Тест служит для проверки возможностей СП путем сравнения оцифровки оригинала контура поперечного сечения фантома с печатной копией, произведенной в СП, или с соответствующим контуром, созданным на основе изображений КТ.
2. Проверка пересчета КТ-чисел в значения ОЭП в СП проводится для определения и корректировки кривой пересчета КТ-чисел в ОЭП. Для этого фантом необходимо отсканировать на сканере, используя местный протокол.

Дозиметрические тесты включают 8 сценариев.

1. Проверка расчетов для опорных условий служит для проверки расчетов в фантоме на основе плотностей, пересчитанных из данных КТ.
2. При проверке расчетов для наклонного падения пучка, недостаточного рассеяния и тангенциальных полей используется тангенциальное поле 15×10 см с клином.

Таблица 2

## Ориентировочное время, необходимое для выполнения измерений

Номер сценария	Минимальная оценка времени, мин	
	С автоматической укладкой	Без автоматической укладки
1	20	25
2	15	20
3	10	15
4 (все поля)	40	80
5	15	20
6	15	20
7 (все поля)	15	30
8 (все поля)	20	30
ИТОГО	150	240

3. Для расчетов при экранировании углов поля применяется поле 14×14 см, поворот диафрагмы 45°; поле заблокировано до размера 10×10 см при помощи стандартных блоков или многопластинчатой диафрагмы (МПД).
4. Проверка расчетов для четырехпольного облучения.
5. Автоматическое расширение апертуры и индивидуальное экранирование. Проверяется функция автоапертуры СП и экранирования, а также расчеты для сценария с неоднородностью легких. Мишень облучения диаметром 8 см и длиной 8 см необходимо расширить на 1 см во всех направлениях, используя доступные средства расширения.
6. Наклонное падение пучка для поля сложной конфигурации и экранирования центра поля. Используется поле 20×10 см и поворот штатива 45°. L-образное поле создается путем экранирования поля до размера 6×12 см при помощи блока или МПД.
7. Расчеты при использовании трех полей: два встречных поля с клиньями и с асимметричной диафрагмой и одно переднее поле.
8. Проверка расчетов для некопланарных пучков с поворотом стола и диафрагмы. Используются три поля с различными углами поворота штатива и диафрагмы.

Самой практически полезной частью доклада являются Приложения.

В приложении А подробно описаны методики проведения всех тестов, рекомендованных для тестирования при вводе системы в эксплуатацию. Приведены подробные инструкции и форма таблиц, которые пользователь должен заполнить при проведении теста. На основе данного материала каждый пользователь мо-

жет легко создать собственный протокол контроля качества его СП.

Данный протокол был проверен участниками проекта [2], и результаты испытаний приведены в приложении В для пучков излучения <sup>60</sup>Со и фотонов высоких энергий для различных алгоритмов, используемых в системах, чтобы показать диапазоны наблюдаемых отклонений. Проверены следующие алгоритмы:

- ✓ Эффективная длина пробега
- ✓ Метод Кларксона
- ✓ Свертка узкого пучка
- ✓ Метод эквивалентного ОТВ
- ✓ Модифицированный метод Бато
- ✓ Свертка узкого пучка (масштабирование ядра с глубиной)
- ✓ Интеграция ОТВ и 3D ОРВ
- ✓ Быстрое преобразование Фурье (ядра свертки не масштабируются, но принимается во внимание усиление жесткости пучка)
- ✓ Анизотропный аналитический алгоритм
- ✓ Многосеточная экспозиция
- ✓ Разложение на конусы для суперпозиции точечных ядер с трехмерным масштабированием
- ✓ Разложение на конусы со сверткой/суперпозицией.

Интересна также таблица ориентировочного времени, необходимого для выполнения каждого теста (табл. 2).

В приложении С подробно описаны характеристики пяти коммерческих фантомов, которые можно использовать для ввода СП в клиническую эксплуатацию, их возможности и недостатки.

Результаты испытаний, полученных при вводе СП в эксплуатацию, можно использовать

в качестве опорных данных для постоянно действующей программы ГК. В приложении D приводятся конкретные рекомендации по внедрению и периодичности проведения тестов в программе ГК для СП, используемой для дозиметрического планирования.

И, наконец, в приложении E обсуждается проблема проверки правильности расчетов. Для оценки соответствия измеренных значений и значений, рассчитанных СП, предлагается применять два подхода.

1. Относительная погрешность связана с измеренной дозой, то есть

$$\text{Погрешность}_1[\%] = 100 \times (D_{\text{cal}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas}}$$

2. Относительная нормированная погрешность связана с дозой на центральной оси на одной и той же глубине, то есть

$$\text{Погрешность}_2[\%] = 100 \times (D_{\text{cal}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas, сак}}$$

где  $D_{\text{cal}}$  – доза, рассчитанная на СП,  $D_{\text{meas}}$  – измеренная доза,  $D_{\text{meas, сак}}$  – доза, измеренная на оси пучка.

Если результаты теста выходят за пределы допусков приемочных испытаний, пользователь должен попытаться найти возможные объяснения наблюдаемых отклонений. В случае продолжения отклонений пользователь может связаться с компанией-изготовителем за получением рекомендаций.

Несколько замечаний по тексту русского издания:

1. Вместо привычного нам термина МЛК (многолепестковый коллиматор) применяется термин МПД – многопластинчатая диафрагма. Это правильно. Ведь слово “лепестки”, т.е. плоские пластинки, пришло к нам из фотографии, где толщина “лепестка” не имеет значения. Однако в аппаратах для лучевой терапии толщина экранирующей пластины составляет 6–7 см, это уже не “лепесток”. Кроме того, терминологический элемент “leaf” в англоязычном термине “multileaf collimator” переводится как “лист”, “пластина”, но никак не “лепесток”. Термин МПД применяется и в монографии [5]. Наверное, нам надо переходить на этот термин.
2. С точки зрения русского языка сам перевод сделан не слишком качественно.
3. Неправильно пишется термин “копланарный” вместо “копланарный”.
4. Нет рекомендаций, касающихся аппаратов с источником  $^{60}\text{Co}$  и РИО=75 см, которые наи-

более распространены именно в русскоязычных странах.

5. Нет ссылок на другие национальные и международные рекомендации по проверке СП, в частности, на ESTRO буклет № 7 [6].
6. В глоссарии целый ряд определений требует исправления. Например, “3D конформная терапия” определяется как: “Конформация области высокой дозы к объему мишени в 3D, с минимизацией дозы в нормальной ткани (реализация требует получения 3D изображений и проведения 3D расчетов доз)”. Лучше написать: “Метод облучения, при котором область высокой дозы совпадает с объемом очерченного объема мишени при минимизации дозы в нормальной ткани”.
7. Непонятно, что такое “мягкий клин” (табл. А.14).

В целом публикацию можно оценить как очень полезный документ, который должен быть в библиотеке у каждого медицинского физика, работающего в клинике лучевой терапии. На его основе в каждом отделении лучевой терапии можно создать внутреннюю инструкцию по проверке СП, а на основании предложенного глоссария создать собственный глоссарий, более адаптированный к современному профессиональному языку медицинских физиков.

## Список литературы

1. IAEA. TRS-430. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. – IAEA, Vienna, 2004.
2. Проект МАГАТЭ CRP E2.40.13. Разработка процедур дозиметрических расчетов в области лучевой терапии.
3. IAEA. TECDOC-1540, Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems. – IAEA, Vienna, 2007.
4. IEC 62083. Medical Electrical Equipment Requirements for the Safety of Radiotherapy Treatment Planning Systems. – Geneva, 2000.
5. Тарутин И.Г. с соавт. Радиационная защита в лучевой терапии. – Минск. 2015.
6. ESTRO booklet № 7, Brussels, 2004.

Т.Г. Ратнер, Т.В. Юрьева  
РОНЦ им. Н.Н. Блохина МЗ России