

IAEA TECDOC SERIES

IAEA-TECDOC-1583

Ввод в клиническую эксплуатацию систем дозиметрического планирования лучевой терапии: проведение испытаний для типовых методик дистанционного облучения

Отчет о проекте координированных исследований (ПКИ) по разработке процедур гарантии качества дозиметрических расчетов в лучевой терапии



IAEA

Международное агентство по атомной энергии

***Ввод в клиническую эксплуатацию
систем дозиметрического
планирования лучевой терапии:
проведение испытаний для
типовых методик дистанционного
облучения***

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



IAEA

Международное агентство по атомной энергии

Январь 2016

Секция МАГАТЭ, разработавшая настоящую публикацию:
Секция дозиметрии и медицинской радиационной физики
Международное агентство по атомной энергии
Ваграмер штрассе 5
P.O. Box 100
A-1400 Вена, Австрия

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

МАГАТЭ, ВЕНА, 2016 ГОД

IAEA-TECDOC-1583

ISBN 978-92-0-400616-2

ISSN 2414-5181

© МАГАТЭ, 2016

Напечатано МАГАТЭ в Австрии
Январь 2016 года

ПРЕДИСЛОВИЕ

Гарантия качества (ГК) в процессе дозиметрического планирования лучевой терапии чрезвычайно важна для обеспечения подведения пациенту точной дозы и минимизации возможности нештатного облучения. Компьютеризированные системы дозиметрического планирования лучевой терапии (СДПЛТ) в настоящее время широко доступны как в промышленно развитых, так и в развивающихся странах, поэтому столь важно оказывать поддержку медицинским учреждениям в государствах-членах МАГАТЭ в отношении разработки процедур для приемочных испытаний, ввода в клиническую эксплуатацию и реализации постоянной программы гарантии качества их систем СДПЛТ. Отвечая на эти потребности, группа экспертов подготовила всеобъемлющий доклад № 430 в Серии технических докладов МАГАТЭ «Ввод в клиническую эксплуатацию и гарантия качества компьютеризированных систем дозиметрического планирования лучевой терапии рака», где изложены общие принципы и описано большое количество тестов и процедур, которые должны быть приняты во внимание пользователями СДПЛТ.

С целью обеспечения практического руководства для выполнения положений документа № 430 Серии технических докладов МАГАТЭ в больницах лучевой терапии, особенно в тех, где ресурсы ограничены, был разработан проект координированных исследований (CRP E2.40.13) «Разработка процедур дозиметрических расчетов в области лучевой терапии». Главная цель проекта состояла в том, чтобы создать комплекс тестов для приемочных испытаний и ввода в клиническую эксплуатацию в отношении дозиметрических расчетов в лучевой терапии, оформленных в виде специализированного протокола. В рамках проекта координированных исследований E2.40.13 были подготовлены к публикации два конкретных руководства, которые основаны на руководящих принципах, изложенных в документе № 430 Серии технических докладов МАГАТЭ, и которые представляют собой пошаговое описание приемочных испытаний и ввода в клиническую эксплуатацию СДПЛТ для пользователей таких систем в больницах или онкологических центрах. В первой публикации, «Технические требования и приемочные испытания систем дозиметрического планирования в лучевой терапии» IAEA-TECDOC-1540, в качестве основы используется стандарт Международной электротехнической комиссии МЭК 62083, и рассматриваются процедуры в отношении технических требований и приемочных испытаний СДПЛТ, которые будут использоваться как изготовителями, так и пользователями систем в больницах.

Ввод в клиническую эксплуатацию является одной из наиболее важных частей программы гарантии качества как для СДПЛТ, так и для процесса планирования. Ввод в клиническую эксплуатацию включает тестирование функций системы, документальную регистрацию ее различных возможностей и проверку способности алгоритмов расчета доз воспроизводить расчеты измеренных доз. Настоящий отчет ограничен теми тестами моделирования облучения для дистанционных пучков фотонов высоких энергий, которые выполняются до начала клинического использования СДПЛТ. В настоящем отчете рассматривается проверка расчетов доз в процессе испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию, которые охватывают лишь типовые методы облучения. Отчет также суммирует результаты пилотного исследования рекомендаций по вводу в клиническую эксплуатацию, которое было выполнено участниками Проекта координированных исследований в своих медицинских учреждениях. Медицинским физикам предлагается краткая сводка пилотного исследования в качестве примера реализации процедур ввода в клиническую эксплуатацию СДПЛТ в тех больницах, где они работают. В настоящем отчете о вводе

в клиническую эксплуатацию не рассматриваются вопросы, относящиеся к лучевой терапии с модулированной интенсивностью пучка (ЛТМИ) или к другим специальным методам, таким как стереотактическая радиохирurgia. Настоящий отчет, имея конкретную область применения, тем не менее, полезен для покупателей СДПЛТ в любой стране, хотя им, вероятно, придется провести испытания, выходящие за рамки тестов, описанных в настоящем отчете, с тем чтобы охватить не рассматриваемые здесь специальные методы.

МАГАТЭ выражает благодарность всем авторам и рецензентам настоящей публикации, список которых приведен в конце публикации. С благодарностью отмечается вклад в заключительную редакционную работу Дж. Ван Дика (Канада), Дж. Ибботта (США), Р. Шмидта (Германия) и Й. Веллеверда (Нидерланды). Ответственным за подготовку настоящей публикации сотрудником МАГАТЭ был С. Ватницкий из Отдела здоровья человека.

РЕДАКЦИОННОЕ ПРИМЕЧАНИЕ

Использование тех или иных названий стран или территорий не выражает какого-либо суждения со стороны издателя – МАГАТЭ – относительно правового статуса таких стран или территорий, их компетентных органов и учреждений либо относительно определения их границ.

Упоминание названий конкретных компаний или продуктов (независимо от того, были они зарегистрированы или нет) не подразумевает какого-либо намерения нарушить права собственности, и его не следует рассматривать как одобрение или рекомендацию со стороны МАГАТЭ.

СОДЕРЖАНИЕ

1.	ВВЕДЕНИЕ	1
1.1	Общие сведения	1
1.2	Область применения и цель настоящего отчета	2
1.3	Целевая аудитория.....	3
1.4	Как использовать настоящий отчет	3
2.	ИСПЫТАНИЯ ДЛЯ ВВОДА В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ	4
2.1	Введение.....	4
2.2	Фантом для испытаний при вводе в клиническую эксплуатацию	5
2.3	Описание сценариев испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию.....	7
2.3.1	Сценарии для проверки анатомии и входных данных	7
2.3.2	Сценарии дозиметрических тестов	8
	Сценарий 1: Проверка расчетов для опорных условий, на основе на данных КТ	8
	Сценарий 2: Проверка расчетов для наклонного падения пучка, недостаточного рассеяния и тангенциальных полей	8
	Сценарий 3: Проверка расчетов при значительном блокировании углов поля	8
	Сценарий 4: Проверка расчетов для четырехпольного облучения	8
	Сценарий 5: Проверка расчетов при автоматическом расширении апертуры и индивидуализированном блокировании	8
	Сценарий 6: Проверка расчетов при наклонном падении пучка для поля сложной конфигурации и блокировании центра поля	9
	Сценарий 7: Проверка расчетов при использовании трех полей: два встречных поля с клиньями с асимметричной диафрагмой	9
	Сценарий 8: Проверка расчетов для некомпланарных пучков с поворотом стола и диафрагмы	9
ПРИЛОЖЕНИЕ А:	СЦЕНАРИИ ПРОВЕРКИ, РЕКОМЕНДОВАННЫЕ ДЛЯ ВВОДА СИСТЕМЫ В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ.....	11
А.1	Сценарии для проверки анатомии и входных данных	11
А.2	Сценарии дозиметрических тестов	15
ПРИЛОЖЕНИЕ В:	РЕЗУЛЬТАТЫ ПИЛОТНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ.....	33
ПРИЛОЖЕНИЕ С:	СРАВНЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ ФАНТОМОВ ДЛЯ ВВОДА СДПЛТ В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ В СООТВЕТСТВИИ С ПРОТОКОЛОМ МАГАТЭ.....	39
ПРИЛОЖЕНИЕ D:	ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИСПЫТАНИЙ ДЛЯ ВВОДА В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ В ПРОГРАММЕ ГАРАНТИИ КАЧЕСТВА СДПЛТ	49
ПРИЛОЖЕНИЕ E:	ПРОВЕРКИ ПРАВИЛЬНОСТИ РАСЧЕТОВ ОСНОВНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПУЧКА	55

СПРАВОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ.....	65
ГЛОССАРИЙ.....	67
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И АКРОНИМОВ.....	73
СОСТАВИТЕЛИ И РЕЦЕНЗЕНТЫ	75

1. ВВЕДЕНИЕ

1.1 Общие сведения

Документ № 430 Серии технических докладов МАГАТЭ [1] (TRS-430) охватывает общую структуру и описывает большое количество тестов и процедур, которые должны быть приняты во внимание пользователями СДПЛТ. Однако огромная рабочая нагрузка, связанная с выполнением рекомендаций TRS-430, требует гораздо большего числа персонала и технических средств, чем имеется в большинстве отделений лучевой терапии, особенно в небольших больницах. Эти больницы не всегда в состоянии выполнить полное определение характеристик, проверить правильность алгоритмов и провести тестирование программного обеспечения расчета доз, используемых в СДПЛТ. Проверка расчета доз является важной частью приемочных испытаний и процедур ввода в клиническую эксплуатацию, поэтому возникло понимание насущной необходимости в «практическом» документе, описывающем ограниченное количество контрольных сценариев, которые могут быть выполнены пользователем в больнице и которые потребуют разумного количества времени. Такие сценарии должны помочь избежать серьезных ошибок в процессе дозиметрического планирования в конкретном медицинском учреждении. Обширные опубликованные рекомендации по гарантии качества можно свести к программе гарантии качества, которая может быть реализована во всех больницах без потери комплексного характера за счет соответствующего оптимального разделения работ между поставщиком СДПЛТ и персоналом больницы при проведении приемочных испытаний.

Чтобы обеспечить практическое руководство для выполнения положений документа МАГАТЭ TRS-430 в больницах лучевой терапии, особенно в тех, где ресурсы ограничены, был разработан проект координированных исследований (CRP E2.40.13) «Разработка процедур дозиметрических расчетов в области лучевой терапии». Главная цель проекта состояла в том, чтобы создать комплекс тестов для приемочных испытаний и ввода в клиническую эксплуатацию в отношении дозиметрических расчетов в лучевой терапии, оформленных в виде специализированного протокола. Два документа, которые были разработаны в рамках проекта координированных исследований E2.40.13, основаны на руководящих принципах, изложенных в документе МАГАТЭ TRS-430, и представляют собой пошаговое описание приемочных испытаний и испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию СДПЛТ для пользователей в больницах или онкологических центрах.

В первой публикации «Технические требования и приемочные испытания систем дозиметрического планирования в лучевой терапии» [2] в качестве основы используется стандарт МЭК 62083, и этот документ служит протоколом, который должен использоваться как изготовителями, так и пользователями для подготовки технических требований и проведения приемочных испытаний СДПЛТ. В этом отчете были представлены рекомендации по конкретным испытаниям, которые должны выполняться на предприятии-изготовителе – типовые испытания, и приемочным испытаниям, которые должны выполняться на площадке пользователя – испытания на месте эксплуатации. Поставщик проводит типовые заводские испытания, используя предварительно загруженные в СДПЛТ общие данные радиационного аппарата и предварительно смоделированный простой водный фантом как средство контроля правильности дозиметрических расчетов. Исходя из рекомендаций указанного отчета МАГАТЭ [2], пользователь приобретает начальное знание алгоритмов, используемых в системе, и проверяет их точность. Это делается совместно с поставщиком во время демонстрации показателей работы СДПЛТ в отношении дозиметрических расчетов при

испытаниях на конкретном месте эксплуатации. Используя предварительно заложенные данные о пучке, поставщик демонстрирует пользователю, что на месте могут быть получены результаты, аналогичные результатам типовых заводских испытаний. После подписания документа о приемке пользователь может перейти к следующему этапу – вводу в клиническую эксплуатацию, с тем чтобы ввести СДПЛТ в клиническую практику.

1.2 Область применения и цель настоящего отчета

Ввод в клиническую эксплуатацию является одной из наиболее важных частей всей программы гарантии качества как для СДПЛТ, так и для процесса планирования. Ввод в клиническую эксплуатацию включает тестирование функций системы, документальное оформление ее различных возможностей и проверку способности алгоритмов расчета доз воспроизводить расчеты для измеренных доз. Данный документ ограничен теми тестами, моделирующими облучение дистанционными пучками фотонов высоких энергий, которые выполняются до начала клинического использования СДПЛТ. В документе рассматривается проверка расчетов доз в процессе испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию, которые охватывают лишь типовые методики облучения. Цель этих испытаний состоит в подтверждении того, что логистическая цепочка, начинающаяся с КТ-сканирования, анатомического моделирования, дозиметрического планирования и расчета значения «мониторные единицы/время» (МЕ/время), действительна для типовых методик облучения и приводит к желаемым результатам с достаточной точностью. В соответствии с TRS 430, испытания СДПЛТ для типовых методик облучения, описанных в данном документе, определены как испытания для ввода в клиническую эксплуатацию.

Во время испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию показатели работы СДПЛТ проверяются для типовых традиционных и конформных методик лучевой терапии, включая сравнение результатов расчета доз и измеренных значений для неоднородного антропоморфного фантома, и проверки расчета значений МЕ/время. Процедуры испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию, описанные в настоящем документе, основаны на использовании фантома CIRS Модель 002LFC, который был выбран после специального исследования, описанного в приложении С. Фантом поставляется с комплектом сертифицированных вставок с эталонной электронной плотностью, которые позволяют проверять процедуру пересчета КТ-чисел в электронную плотность. Структура тестов такова, что сначала рассматриваются распределения доз для одиночных пучков, далее используются стандартные многопольные методики, и, наконец, используются сложные многопольные схемы. Основной целью этих проверок является подтверждение того, что запланированные расчетные абсолютные дозы, подведенные фантому, согласуются с дозами, полученными в результате измерений.

Вопросы, относящиеся к лучевой терапии с модуляцией интенсивности пучка или другим специальным методам, в документе МАГАТЭ по вводу в клиническую эксплуатацию не рассматриваются. Несмотря на то, что настоящий документ имеет специальную область применения, он будет ценен для всех пользователей СДПЛТ. Однако, им, вероятно, придется также выполнить тесты, не включенные в настоящий отчет, чтобы охватить потребности всего диапазона клинических методик.

Процедуры ввода в клиническую эксплуатацию были протестированы в рамках пилотного исследования участниками проекта координированных исследований МАГАТЭ E2.40.13, с тем чтобы гарантировать, что его рекомендации практически

применимы и могут быть выполнены в течение разумного времени. Пилотное исследование включает сравнение результатов тестов, представленное в табличной форме для различных алгоритмов СДПЛТ, и для каждого случая приводится наблюдаемый диапазон отклонений.

Результаты ввода СДПЛТ в клиническую эксплуатацию могут использоваться в качестве опорных данных для постоянно действующей, периодически выполняемой программы гарантии качества, включающей проверки целостности аппаратных средств, программного обеспечения и сохранности данных при их передаче. Общие процедуры проверок СДПЛТ по программе контроля качества описаны в общих чертах в TRS 430, где также приводится ссылка на тест, разработанный для выполнения этой проверки, и рекомендации относительно частоты выполнения теста. В настоящем отчете также представлены конкретные рекомендации относительно внедрения в периодически выполняемую программу гарантии качества для системы СДПЛТ, используемой при дозиметрическом планировании в дистанционной лучевой терапии, тех результатов испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию, которые были получены при использовании фантома CIRS Модель 002LFC. При использовании другого фантома при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию данная рекомендуемая процедура может быть адаптирована к особенностям этого фантома. Контроль качества для контактной лучевой терапии и повторного ввода в эксплуатацию после проведения модернизации не входит в область настоящего отчета.

1.3 Целевая аудитория

Настоящий отчет предназначен для всех тех лиц, которые задействованы в любых работах, связанных с вводом в клиническую эксплуатацию системы СДПЛТ, и в программе гарантии качества. Как правило, к таким лицам относятся медицинские физики со специальной подготовкой в области физики лучевой терапии и имеющие практический клинический опыт. Настоящий отчет особенно важен для тех лиц, которые несут основную ответственность за системы СДПЛТ в своих отделениях лучевой терапии.

1.4 Как использовать настоящий отчет

Настоящий отчет предназначен служить в качестве руководства для проверки расчетов, выполняемых системой СДПЛТ в отношении типовых методик дистанционного облучения, и он обеспечивает пошаговые инструкции для выполнения этих задач. Испытания для ввода в клиническую эксплуатацию, основанные на использовании специального фантома, необходимо проводить в соответствии с рекомендациями, описанными в разделе 2 и приложении А. Если медицинское учреждение использует методики облучения, выходящие за рамки рассмотрения настоящего отчета, набор тестов по расчету доз для ввода в клиническую эксплуатацию должен быть расширен (см. детали в TRS-430).

Данный протокол был проверен при выполнении пилотного исследования участниками Проекта координированных исследований МАГАТЭ E2.40.13, и результаты испытаний приведены в приложении В для пучков излучения Co-60 и для пучков фотонов высоких энергий; здесь также приложена таблица ориентировочных значений времени, необходимого для выполнения каждого теста. Результаты сравнения доз даны для различных алгоритмов, используемых в системах СДПЛТ, с тем чтобы показать диапазоны наблюдаемых отклонений.

Характеристики фантомов, которые могут использоваться при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию, рассматриваются в приложении С.

Результаты ввода СДПЛТ в клиническую эксплуатацию могут использоваться в качестве опорных данных для постоянно действующей, периодически выполняемой программы гарантии качества. В приложении D приводятся конкретные рекомендации относительно внедрения результатов испытаний, полученных при вводе в клиническую эксплуатацию, в периодически выполняемую программу гарантии качества для системы СДПЛТ, используемой при дозиметрическом планировании в дистанционной лучевой терапии.

Если результаты испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию выходят за пределы допусков приемочных испытаний, пользователь должен попытаться найти возможные объяснения наблюдаемых отклонений. В качестве первого шага рекомендуется выполнить проверки расчетов, относящихся к основным характеристикам пучка, как указано в приложении E. В случае продолжения отклонений пользователь может обратиться к результатам приемочных испытаний и связаться с компанией-изготовителем за получением рекомендаций.

2. ИСПЫТАНИЯ ДЛЯ ВВОДА В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ

2.1. Введение

В большинстве больниц лучевой терапии, как правило, отсутствуют возможности определения всех характеристик, проверки правильности алгоритмов и проведения тестирования программного обеспечения расчета доз, используемого в СДПЛТ. Поэтому в настоящем отчете, совместно с отчетом [2] МАГАТЭ, предлагается ограниченный набор тестов, которые помогут отдельному медицинскому учреждению подготовить все алгоритмы расчета доз пучков фотонов для использования в СДПЛТ в качестве рутинной клинической практики. Пользователь должен определить радиационные аппараты, которые будут использоваться, обеспечить соответствующие входные данные, выполнить подгонку параметров модели пучка, измерить набор данных для проведения тестирования СДПЛТ, проанализировать полученные результаты, и, наконец, взять на себя ответственность за проверку правильности алгоритма (алгоритмов) расчета доз, который будет тестироваться и затем поступит в клиническое использование.

Используя отчет МАГАТЭ [2], пользователь приобретет базовое знание алгоритмов, используемых в системе, и проверит их точность. Приемочные испытания проводятся совместно с поставщиком, при использовании предварительно заложенных показателей пучка, с тем чтобы продемонстрировать пользователю возможность получения таких же результатов на месте установки системы путем сравнения с результатами заводских испытаний.

После завершения приемочных испытаний в систему необходимо ввести набор измеренных данных для подгонки параметров модели пучка в соответствии с техническими требованиями изготовителя. Эта процедура должна быть обязательно обоснована путем сравнения разницы между измеренными и расчетными дозами со значениями допусков, приведенными в таблице 8 отчета [2] МАГАТЭ. Условия проведения тестов должны включать клинический диапазон стандартных полей с клином и без клина, полей сложной конфигурации, измеренных в водном фантоме.

Подгонка параметров модели и обоснование модели пучка выполняется в обязательном порядке для каждого алгоритма, который будет клинически использоваться в принятой системе СДПЛТ.

Общее описание испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию приводится ниже, но детали и примеры полученных результатов представлены в приложениях А и В. Сценарии для ввода в клиническую эксплуатацию разработаны в соответствии с типовым процессом дозиметрического планирования. Для испытаний следует использовать специальный фантом, который может быть применен для анатомических и дозиметрических тестов. Анатомические тесты связаны с созданием анатомической модели для планирования облучения пациента. Дозиметрические тесты разрабатываются для охвата широкого диапазона методик облучения, применяемых в клинической практике. Детали испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию приведены в приложении А. Результаты сравнения доз приведены в приложении В для различных алгоритмов, используемых в СДПЛТ, чтобы показать наблюдаемые диапазоны отклонений между измеренными и расчетными дозами.

2.2. Фантом для испытаний при вводе в клиническую эксплуатацию

Характеристики фантомов, подходящих для испытаний при вводе в клиническую эксплуатацию и выполнения программы гарантии качества СДПЛТ, предложены в TRS-430 [1]. Необходимо рассмотреть несколько категорий:

- Фантом для проведения измерений на КТ
 - Проверка пересчета КТ-чисел в значения относительной электронной плотности (ОЭП)
 - Оценка геометрии пучка
 - Цифровая реконструкция снимков (DRR)
 - Многоплоскостная реконструкция
- Пластинчатый фантом
 - Водозэквивалентный/тканеэквивалентный материал
 - Возможность пленочной дозиметрии
 - Проверка поправок на неоднородность геометрии
- Антропоморфный фантом
 - Дозиметрические измерения для типовых или специальных методов облучения

Испытания для ввода в клиническую эксплуатацию, описанные в настоящем отчете, основаны на использовании фантома грудной клетки CIRS Модель 002LFC (см. рисунок 1). Этот фантом был выбран для испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию, поскольку он выпускается серийно и соответствует большинству вышеперечисленных требований (см. детали в приложении С). Для испытаний при вводе в клиническую эксплуатацию можно использовать и другие подходящие фантомы, но для этого потребуются адаптация конфигурации тестов и выбор соответствующих точек измерения. Сравнение измеренных и расчетных данных в этих фантомах может также повлиять на диапазон наблюдаемых отклонений. В приложении С рассматривается применение нескольких фантомов, которые могут использоваться для ввода в клиническую эксплуатацию.

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 легочно-эквивалентного материала и костно-эквивалентного материала с отверстиями, в которых устанавливаются взаимозаменяемые штыревые вставки. В тканезквивалентных взаимозаменяемых штыревых вставках устанавливают ионизационные камеры, позволяющие проводить измерения доз в различных точках в нескольких плоскостях фантома. Положение отверстий позволяет проводить проверку в наиболее критических областях грудной клетки. Одна половина фантома разделена на 12 секций, каждая толщиной 1 см, 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, см. таблицу 1).

Установочная метка находится на верхней поверхности фантома, вместе с двумя дополнительными боковыми метками, предназначенными для облегчения укладки фантома. Для каждого теста фантом устанавливается при помощи этих меток. Измерения для ввода в клиническую эксплуатацию выполняются с использованием ионизационных камер, которые устанавливаются в соответствующие отверстия фантома. Ионизационные камеры должны иметь свидетельство о проверке, указывающее значение калибровочного коэффициента, прослеживаемого до вторичного эталона соответствующей лаборатории стандартов.

Таблица 1. Данные о сертифицированных материалах с эталонной плотностью, включенные в руководство для фантома CIRS

	<i>Плотность (г/см³)</i>	<i>Электронная плотность на см³ x 10²³</i>	<i>Электронная плотность относительно воды</i>
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



Рис. 1. Фантом грудной клетки (Модель 002LFC CIRS).

2.3. Описание сценариев испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию

Сценарии испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию, охватывающие широкий диапазон типичных клинических методик облучения, структурированы таким способом, чтобы сначала были проверены распределения доз для однополюсного облучения, далее используются стандартные методы с несколькими полями, и, наконец, сложные многополюсные конфигурации. Основной целью этих испытаний является подтверждение того, что запланированная доза будет соответствовать дозе, определенной путем измерений. Расчеты доз для каждого испытания выполняются для каждого имеющегося алгоритма, исходя из размера сетки расчета, обычно используемой в клинической практике. Для этих измерений рекомендуется использовать ионизационную камеру небольшого объема. Камеру помещают в соответствующую вставку, а вставку полностью вводят в соответствующее отверстие фантома. Все дозы относятся к поглощенной дозе в воде, независимо от области измерения в фантоме (легкие, кости). При проведении измерений все пустые отверстия должны быть заполнены поставляемыми вставками, имеющими плотность, соответствующую плотности данных областей. Измерения выполняются для каждого отдельного поля и суммарно для всех полей при использовании многополюсных методов. Результаты сравнения измеренных и расчетных значений доз должно регистрироваться в соответствующих таблицах приложения А. Ввод в клиническую эксплуатацию включает выполнение пользователем независимых расчетов «МЕ/время» для каждого отдельного поля и сравнение полученных результатов со значениями «МЕ/время», рассчитанными системой СДПЛТ.

2.3.1. Сценарии для проверки анатомии и входных данных

Сценарии для проверки анатомии и входных данных разработаны таким образом, чтобы охватывать процесс создания модели пациента для дозиметрического планирования, включая процесс пересчета КТ-чисел в значения относительной электронной плотности. Кроме того, выполняется также проверка аппаратных средств графического ввода/вывода.

Сценарий 1: Проверка оцифрованного контура – недозиметрический тест

Назначение этого теста состоит в том, чтобы проверить оцифровывающие возможности системы СДПЛТ путем сравнения оцифрованного оригинала контура поперечного сечения фантома CIRS 002LFC (поставляется изготовителем) с печатной копией, произведенной системой СДПЛТ, или с соответствующим контуром фантома CIRS 002LFC, созданным на основе изображений КТ. Эти испытания включают входные тесты 1 и 2 и анатомические тестовые сценарии 1-4 из TRS-430.

Сценарий 2: Проверка/определение пересчета КТ-чисел в значения относительной электронной плотности в СДПЛТ

Назначение данного теста состоит в том, чтобы определить и, если нужно, скорректировать кривую пересчета КТ-чисел в значения ОЭП, используемую системой СДПЛТ. Фантом CIRS 002LFC необходимо отсканировать в имеющемся КТ сканере, используя местный протокол сканирования и схему оборудования, показанную на рис. А.2. Этот тест охватывает тест пересчета КТ, описанный в TRS-430, раздел 9.2.9.

2.3.2. Сценарии дозиметрических тестов

Ниже дается описание сценария каждого дозиметрического теста. Поскольку эти сценарии являются подмножеством сценариев, представленных в сводном виде в TRS 430, указывается также соответствующий тест в TRS-430. Как правило, один дозиметрический сценарий охватывает проверку нескольких параметров. Подробная инструкция по проведению испытаний и оценке результатов дана в приложении А. При втором КТ-сканировании фантома, которое будет использоваться для проверки дозиметрических расчетов, все вставки должны быть введены в соответствующие отверстия (рис. А.3).

Сценарий 1: Проверка расчетов для опорных условий, на основе данных КТ

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить расчеты для опорного поля в фантоме на основе относительных электронных плотностей, пересчитанных из данных КТ. При этом используется поле размером 10 см x 10 см, угол поворота штатива 0° и угол поворота диафрагмы 0°. Этот тест соответствует тесту 1 для пучка фотонов и тесту 1 расчета ME в TRS 430.

Сценарий 2: Проверка расчетов для наклонного падения пучка, недостаточного рассеяния и тангенциальных полей

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить расчеты для сценария недостаточного рассеяния при тангенциальном поле. При этом используется поле размером 15 см x 10 см с клином, углом поворота штатива 90° и углом поворота диафрагмы, зависящего от ориентации клина. Этот тест соответствует тестам 7, 10 для пучка фотонов и тесту 2 расчета ME в TRS 430.

Сценарий 3: Проверка расчетов при значительном блокировании углов поля

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов для заблокированного поля: поле размером 14 см x 14 см, угол поворота диафрагмы 45°; поле заблокировано до размера 10 см x 10 см при помощи стандартных блоков или МПД. Этот тест соответствует тестам 1, 3 для пучка фотонов и тесту 4 расчета ME в TRS 430.

Сценарий 4: Проверка расчетов для четырехпольного облучения

Эта методика облучения используется во многих больницах, и назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить расчет дозы, подводимой отдельными пучками, и расчет суммарной дозы от четырех полей. Этот тест соответствует общему клиническому тесту 1 в TRS-430.

Сценарий 5: Проверка расчетов при автоматическом расширении апертуры и индивидуализированном блокировании

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить функцию автоапертуры СДПЛТ и индивидуализированного блокирования, а также расчеты для сценария с неоднородностью легких. Мишень облучения диаметром 8 см и длиной 8 см, с центром в точке 2, необходимо расширить на 1 см во всех направлениях, используя доступные средства расширения. Для формирования расширенного объема необходимо

использовать МПД или блок. В данном тесте объединены условия, относящиеся к тесту 8 и тесту 13 для пучка фотонов, тесту 6 расчета ME и клиническому тесту 4, описанным в TRS-430.

Сценарий 6: Проверка расчетов при наклонном падении пучка для поля сложной конфигурации и блокировании центра поля

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить расчеты для полей сложной конфигурации с блокированием центра поля. При этом используется поле размером 20 см x 10 см и угол поворота штатива 45°. L-образное поле создается путем блокирования поля до размера 6 см x 12 см при помощи индивидуализированного блока или МПД. Этот тест соответствует тесту 4 расчета ME, описанному в TRS-430.

Сценарий 7: Проверка расчетов при использовании трех полей: два встречных поля с клиньями и с асимметричной диафрагмой

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов для встречных полей с клиньями и асимметричной диафрагмой (в случае отсутствия асимметричной диафрагмы можно использовать блок для получения полупучка). Этот тест соответствует тесту 3 расчета ME и общему клиническому тесту 3, описанному в TRS-430.

Сценарий 8: Проверка расчетов для некопланарных пучков с поворотом стола и диафрагмы

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов при повороте стола и диафрагмы. Используются три поля с различными углами поворота штатива и диафрагмы.

Этот тест соответствует тестам 6, 12 для пучка фотонов и общему клиническому тесту 6 в TRS-430.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

СЦЕНАРИИ КЛИНИЧЕСКИХ ТЕСТОВ, РЕКОМЕНДОВАННЫЕ ДЛЯ ВВОДА СИСТЕМЫ В ЭКСПЛУАТАЦИЮ

Сценарии тестов для ввода системы в клиническую эксплуатацию смоделированы таким образом, чтобы они были соотнесены с процедурами процесса дозиметрического планирования. Анатомические тесты связаны с созданием анатомической модели пациента для последующего планирования облучения пациента. Дозиметрические тесты разработаны таким образом, чтобы охватывать диапазон стандартных методик облучения, применяемых в клинической практике. Для демонстрации этой процедуры используется фантом CIRS 002LFC. Выше уже говорилось, что пользователь может использовать любой другой фантом, соответствующий требованиям документа TRS-430 Серии технических докладов МАГАТЭ [1]; однако условия проведения испытаний и выбор точек измерения должны быть адаптированы к геометрии выбранного фантома, см. приложение С. Конфигурация каждого теста описана ниже. Включены также указания по пошаговому выполнению каждого теста. В случае необходимости можно получить дополнительные указания по выполнению укладки фантома и проведению измерений. Вычисления выполняются для каждого имеющегося алгоритма. При этом необходимо использовать тот размер сетки расчета, который применяется в клинической практике.

Для оценки измеренных значений (D_{meas}) и значений, вычисленных системой СДПЛТ (D_{cal}), используются критерии, заданные в TRS-430. Однако из-за ограниченного числа доступных положений для измерения доз в фантоме CIRS различия в дозе нормируются к дозе, измеренной в опорной точке для каждого тестового сценария.

Необходимо использовать следующее уравнение:

$$\text{Ошибка [\%]} = 100 * (D_{\text{cal}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas, ref}} \quad (\text{A.1})$$

где $D_{\text{meas, ref}}$ – значение дозы, измеренное в опорной точке. Этот опорная точка задается для каждого тестового сценария. Для многопучковой комбинации разница между измеренными и расчетными значениями доз для выбранного пучка должна быть соотнесена с дозой, измеренной в опорной точке для выбранного пучка. Например, разница между измеренными и расчетными значениями доз для передне-заднего пучка должна быть соотнесена с дозой, измеренной в опорной точке для передне-заднего пучка. Критерии согласия для каждого случая приведены в соответствующих таблицах настоящего приложения.

А.1. Сценарии для проверки анатомии и входных данных

Сценарий 1: Проверка оцифрованного контура – недозиметрический тест

Назначение этого теста состоит в том, чтобы проверить возможности оконтуривания системы СДПЛТ. Для этого необходимо провести два сравнения:

- Оцифровать оригинал контура поперечного сечения фантома CIRS 002LFC при помощи имеющегося цифрового преобразователя и сравнить оцифрованный контур с оригиналом.

- Создать контуры фантома CIRS 002LFC по изображениям КТ, используя соответствующий «уровень и окно» контраста изображения и сравнить оригинал контура поперечного сечения фантома CIRS 002LFC с контуром, полученным по изображениям КТ.
- По возможности, выполнить это оконтуривания вручную и автоматически.

Сравнить расстояния А (диаметр AP), В (диаметр LL), С (диаметр RL отверстия №10), D (высота поперечного сечения легких через центры отверстий №6 и №7) и E (ширина поперечного сечения легких на уровне центра отверстия №5), как показано на рис. А.1. Занести результаты сравнения в таблицу А.1. Отклонение должно составить приблизительно 1-2 мм, в зависимости от выбора окна, используемого в изображении для оконтуривания.

Таблица А.1. Сравнение размеров контура.

Тип контура	Измеренные расстояния				
	А	В	С	Д	Е
Оригинал					
Оцифрованное изображение					
КТ					

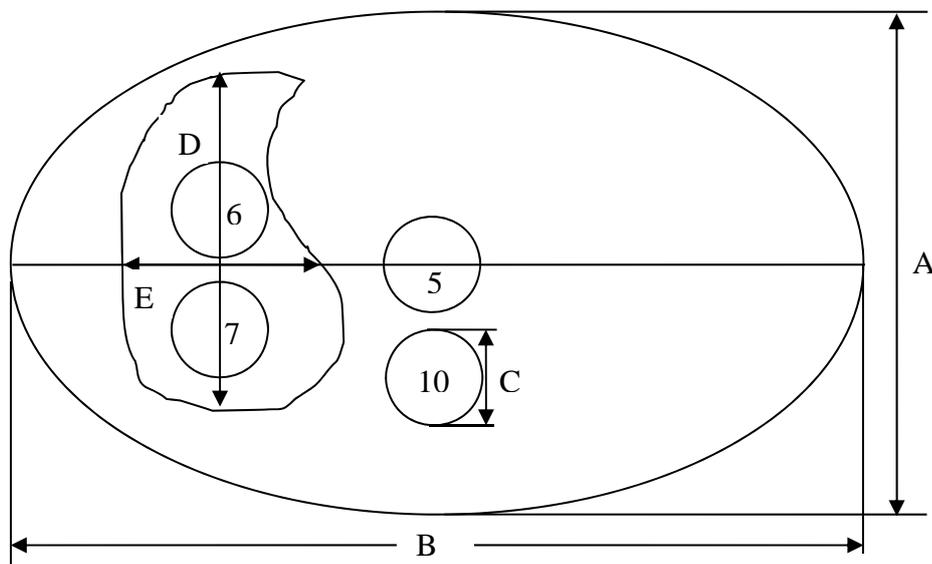


Рис. А.1. Спецификация расстояний, используемых для сравнения.

Сценарий 2: Проверка/определение пересчета КТ-чисел в значения относительной электронной плотности в СДПЛТ

Назначение этого теста состоит в том, чтобы определить и, при необходимости, адаптировать КТ-числа к кривой пересчета ОЭП, используемой в СДПЛТ. Фантом CIRS 002LFC необходимо отсканировать в имеющемся сканере КТ (рис. А.2) со следующими параметрами: положение «ГОЛОВА ВПЕРЕД, ЛЕЖА НА СПИНЕ» (считая ГОЛОВОЙ плечную секцию фантома) и теми значениями энергии, поля

обзора, алгоритма реконструкции КТ-изображения, толщины и интервалов срезов, которые обычно используются в отделении лучевой терапии для стандартного протокола сканирования грудной клетки. Маркировка отверстий и рекомендуемое расположение сертифицированных вставок с эталонной плотностью электронов для КТ-сканирования показано на рис. А.3.



Рис. А.2. Схема укладки фантома CIRS 002LFC при КТ-сканировании.

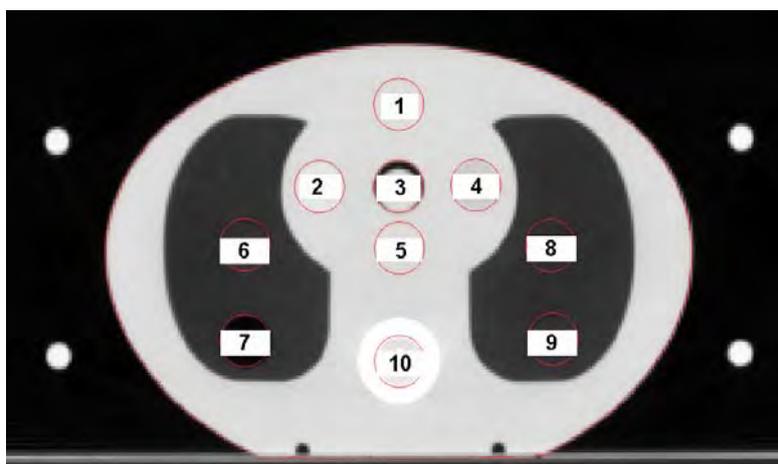


Рис. А.3. Маркировка отверстий и рекомендуемое расположение сертифицированных вставок с эталонной электронной плотностью для КТ-сканирования: Вставка 1 – эквивалент воды, вставка 2 – эквивалент мышц, вставка 3 – иприц с водой, вставка 4 – эквивалент жировой ткани, вставка 5 – эквивалент воды, вставка 6 – эквивалент легких, вставка 7 – должна быть пустой, чтобы представлять воздух, вставки 8 и 9 – эквивалент легких, вставка 10 – эквивалент кости.

Для каждой выбранной неоднородности, воды и воздуха, КТ-числа должны быть усреднены по фиксированной области (диаметр исследуемой области должен быть близок к значению 0,5 радиуса вставки). Исследуемая область, для которой усредняются КТ-числа, не должна находиться близко к краю выбранной области. Усредненные значения необходимо сравнить с КТ-числами, используемыми в СДПЛТ при пересчете КТ-чисел в значения ОЭП. Для ОЭП приемлемым является согласие

в пределах 0,02, т.е. КТ-числа для данного объекта не должны измениться больше чем +/-20 единиц. Если наблюдается значительное изменение КТ-чисел, которое невозможно устранить путем повторной калибровки сканера КТ, в СДПЛТ необходимо ввести новые КТ-числа для определения ОЭП. Если данные КТ вводятся при помощи пленки, необходимо выполнить геометрические проверки на масштабирование и искажение. Искажение может возникнуть при операциях с пленкой в КТ или в процессе оцифровки. Снять на пленку испытательный фантом, проследив за тем, чтобы контраст изображения (уровень и окно) имел прежнее значение. Ввести пленку обычным путем (например, ПЗС-камера или цифровой сканер). Если для поправок на неоднородность используется оцифровка пленки, значения объемной плотности обычно задаются вручную (указаны в таблице 1). Если СДПЛТ автоматически картирует цифровую матрицу плотностей, необходимо проверить правильность значений плотности. В качестве примера на рис. А.4 представлены результаты пересчета КТ-чисел в значения ОЭП, которые основаны на КТ-сканограммах фантома CIRS 002LFC, полученные в различных больницах. Можно заметить различные значения для различных сканеров КТ, особенно в областях с плотностью выше плотности воды. Величина ошибки в расчетной дозе вследствие этого различия может составить приблизительно 2% для пучка фотонов с энергией 6 МВ, проходящего через материал со значением ОЭП 1,5 толщиной 5 см (КТ-числа в области 800).

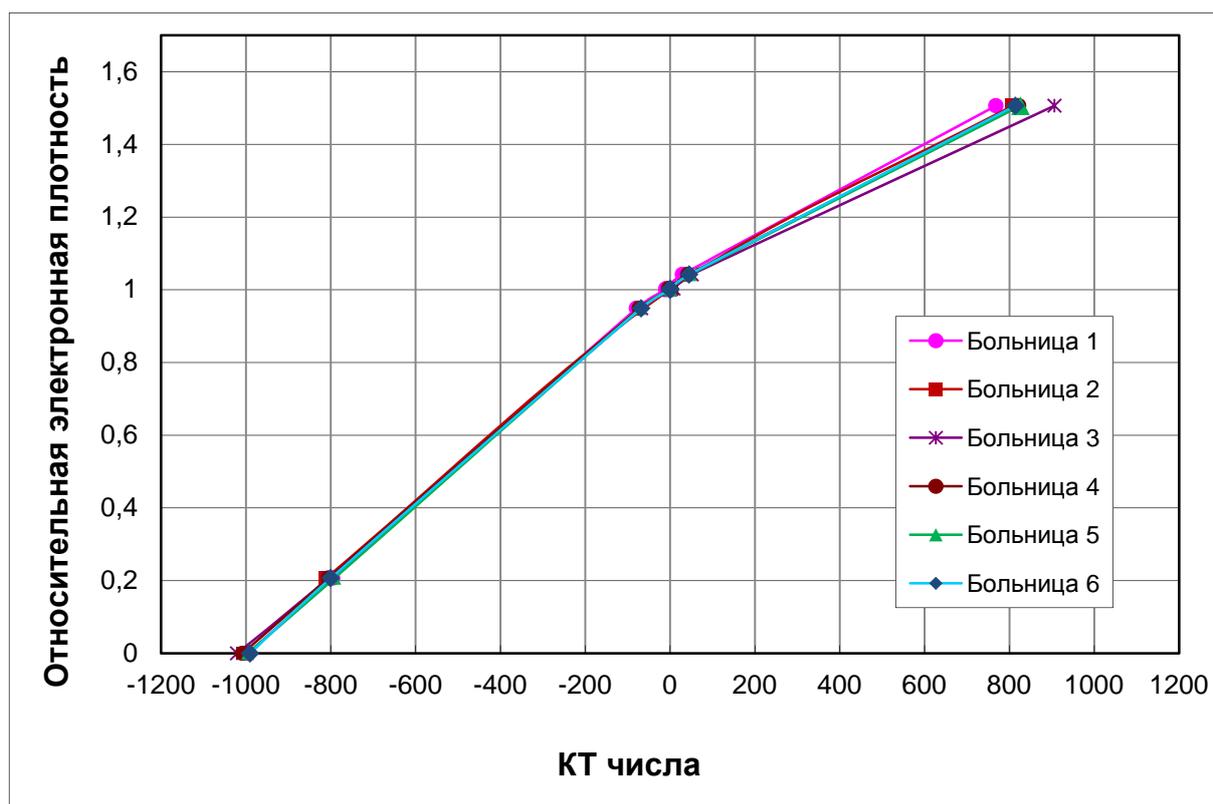


Рис. А.4. Калибровочные кривые КТ, полученные при измерении с фантомом CIRS 002LFC в различных больницах.

А.2. Сценарии дозиметрических тестов

Сценарий 1: Проверка расчетов для опорных условий на основе данных КТ

Назначение этого теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов для опорного поля. Для подтверждения основных данных о пучке используется поле размером 10 см x 10 см, угол поворота штатива 0° и угол поворота диафрагмы 0°. Точки измерения заданы в центре отверстий 1, 3, 5, 9 и 10: см. рис. А.3 и таблицу А.2.

Таблица А.2. Геометрия сценария 1

Сценарий	Число пучков	Укладка	Опорная точка	Точка измерения	Размер поля [см] Д x Ш	Угол поворота штатива	Угол поворота диафрагмы	Модификаторы пучка
1	1	РИП=РИО 100 см (линейный ускоритель) 80 см (Со-60)	3	1 3 5 9 10	10x10	0	0	нет

Инструкции для Сценария 1:

- 1) Подготовить план облучения при помощи СДПЛТ в соответствии с таблицей 2 и оформить его документально.
- 2) При помощи СДПЛТ рассчитать значение «МЕ/время», необходимое для подведения дозы 2 Гр в опорную точку № 3.
- 3) Зарегистрировать рассчитанную дозу для точек 1, 5, 9 и 10.
- 4) Вручную рассчитать значение «МЕ/время» и сравнить полученный результат со значением «МЕ/время», рассчитанным системой СДПЛТ.
- 5) Установить фантом на столе радиационного аппарата в положение «Головой вперед в сторону штатива, лежа на спине».
- 6) Выровнять фантом, используя лазерные центраторы таким образом, чтобы перекрестье совпало с центром отверстия № 5.
- 7) Установить штатив на угол 0°.
- 8) Установить РИП=100 см (80 см для Со-60 или номинальное значение РИП).
- 9) Установить коллиматор на угол 0°.
- 10) Установить размер поля: Длина (Y) = 10 см Ширина (X) = 10 см
- 11) Установить ионизационную камеру в тканезквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 3.
- 12) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ.
- 13) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 14) Изменить положение ионизационной камеры, переставив ее в следующее отверстие № 5.
- 15) Повторить шаги 12 и 13 после изменения положения камеры.
- 16) Изменить положение ионизационной камеры, переставив ее в следующее отверстие № 1.
- 17) Повторить шаги 12 и 13 после изменения положения камеры.
- 18) Установить ионизационную камеру в костно-эквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 10.
- 19) Повторить шаги 12 и 13 после изменения положения камеры.

- 20) Установить ионизационную камеру в легочно-эквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 9.
- 21) Повторить шаги 12 и 13 после изменения положения камеры.
- 22) Занести в таблицу А.3 расчетные и измеренные данные и сравнить результаты.

При наличии нескольких алгоритмов для расчета доз, провести сравнение расчетных и измеренных значений для каждого используемого алгоритма. Пример расчетного распределения доз приведен на рис. А.5.

Таблица А.3. Сравнение измеренных и расчетных данных для сценария 1

Сценарий	Местоположение точки измерения	Расчетная доза [Гр]	Измеренная доза [Гр]	Отклонение [%]	Критерий согласия [%]
1	1				2
	3				2
	5				2
	9				4
	10				3

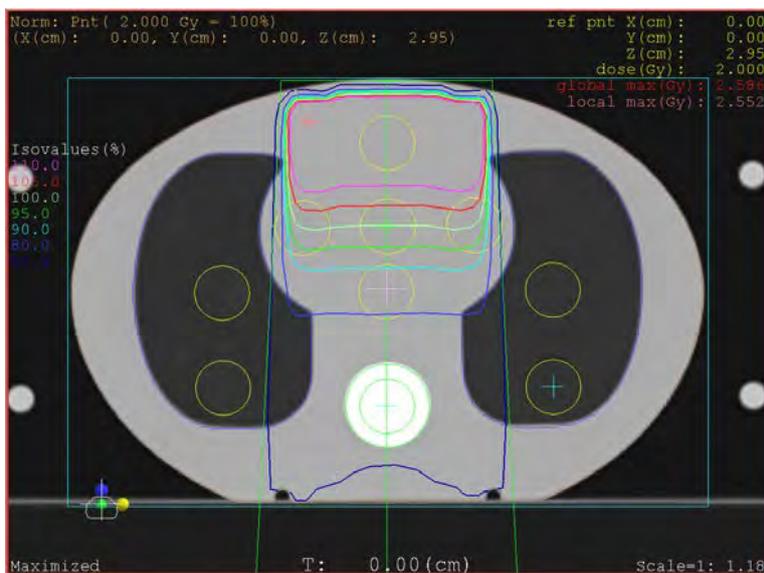


Рис. А.5. Пример распределения доз в центральной плоскости для сценария 1.

Сценарий 2: Проверка расчетов для случаев наклонного падения пучка, недостаточного рассеяния и тангенциальных полей

Назначение этого теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов для случая недостаточного рассеяния для тангенциального облучения. Для этого используется поле размером 15 см x 10 см, угол поворота штатива 90° и угол поворота диафрагмы в зависимости от ориентации клина. Изоцентр и точка измерения заданы в центре отверстия № 1: см. рис. А.3 и таблицу А.4.

Таблица А.4. Геометрия сценария 2

Сценарий	Число пучков	Укладка	Опорная точка	Точка измерения	Размер поля [см] Д x Ш	Угол поворота штатива	Угол поворота диафрагмы	Модификаторы пучка
2	1	РИО	1	1	15x10ПБ	90	0 или в зависимости от ориентации клина	Клин с углом 45° или клин с макс. имеющимся углом

Инструкции для Сценария 2:

- 1) Подготовить план облучения при помощи СДПЛТ в соответствии с таблицей 4 и оформить его документально.
- 2) При помощи СДПЛТ рассчитать значение «МЕ/время», необходимое для подведения дозы 2 Гр в опорную точку № 1.
- 3) Вручную рассчитать значение «МЕ/время» и сравнить полученный результат со значением «МЕ/время», рассчитанным системой СДПЛТ.
- 4) Установить фантом на столе радиационного аппарата в положение «Головой вперед в сторону штатива, лежа на спине».
- 5) Выровнять фантом, используя лазерные центраторы таким образом, чтобы перекрестье совпало с центром отверстия № 5.
- 6) Установить штатив на угол 0°, опустить стол до значения РИП = 97 см для аппарата с РИО = 100 см
- 7) Установить коллиматор на угол 0° (угол поворота диафрагмы может быть изменен в соответствии с ориентацией клина).
- 8) Установить размер поля: Длина (Y) = 15 см; Ширина (X) = 10 см (в направлении с клином)
- 9) Установить штатив на угол 90°.
- 10) Ввести клин, при необходимости повернуть коллиматор.
- 11) Установить ионизационную камеру в тканезквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 1.
- 12) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ.
- 13) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 14) Занести в таблицу А.5 расчетные и измеренные данные и сравнить результаты.

При наличии нескольких алгоритмов для расчета доз, провести сравнение расчетных и измеренных значений для каждого используемого алгоритма. Пример расчетного распределения доз приведен на рис. А.6.

Таблица А.5. Сравнение измеренных и расчетных данных для сценария 2

Сценарий	Местоположение точки измерения	Расчетная доза [Гр]	Измеренная доза [Гр]	Отклонение [%]	Критерий согласия [%]
2	1				3



Рис. А.6. Пример распределения доз в центральной плоскости для сценария 2.

Сценарий 3: Проверка расчетов при значительном блокировании углов поля

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов для заблокированного поля. Для этого используется поле размером 14 см x 14 см, угол поворота диафрагмы 45°; поле заблокировано до размера 10 см x 10 см при помощи стандартных блоков или МПД. Точка измерения задана в центре отверстия № 3: см. рис. А.3 и таблицу А.6.

Таблица А.6. Геометрия сценария 3

Сценарий	Число пучков	Укладка	Опорная точка	Точка измерения	Размер поля [см] Д x Ш	Угол поворота штатива	Угол поворота диафрагмы	Модификаторы пучка
3	1	РИП=РИО	3	3	14x14, заблокировано до 10x10	0	45	Блоки или МПД

Инструкции для Сценария 3:

- 1) Подготовить план облучения при помощи СДПЛТ в соответствии с таблицей 6 и оформить его документально.
- 2) При помощи СДПЛТ рассчитать значение «МЕ/время», необходимое для подведения дозы 2 Гр в опорную точку № 3.

- 3) Вручную рассчитать значение «МЕ/время» и сравнить полученный результат со значением «МЕ/время», рассчитанным системой СДПЛТ.
- 4) Установить фантом на столе радиационного аппарата в положение «Головой вперед в сторону штатива, лежа на спине».
- 5) Выровнять фантом, используя лазерные центраторы таким образом, чтобы перекрестье совпало с центром отверстия № 5.
- 6) Установить штатив на угол 0°.
- 7) Установить РИП=100 см (80 см для Co-60 или номинальное значение РИП).
- 8) Установить коллиматор на угол 45°.
- 9) Установить размер поля: Длина (Y) = 14 см Ширина (X) = 14 см
- 10) Заблокировать углы поля для получения размера 10 см x 10 см (рис. А.9),
- 11) Установить ионизационную камеру в тканезквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 3.
- 12) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ.
- 13) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 14) Занести в таблицу А.7 расчетные и измеренные данные и сравнить результаты.

При наличии нескольких алгоритмов для расчета доз, провести сравнение расчетных и измеренных значений для каждого используемого алгоритма. Примеры расчетного распределения доз и вида из фокуса пучка (*BEV*) приведены на рис. А.7 и А.8.

Таблица А.7. Сравнение измеренных и расчетных данных для теста 3

Сценарий	Местоположение точки измерения	Расчетная доза [Гр]	Измеренная доза [Гр]	Отклонение [%]	Критерии согласия [%]
3	3				3

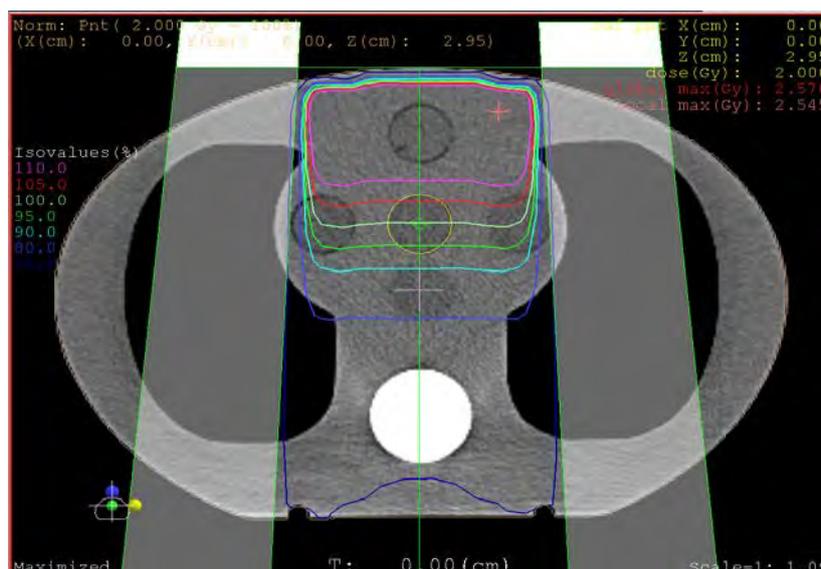


Рис. А.7. Пример распределения доз в центральной плоскости для сценария 3.

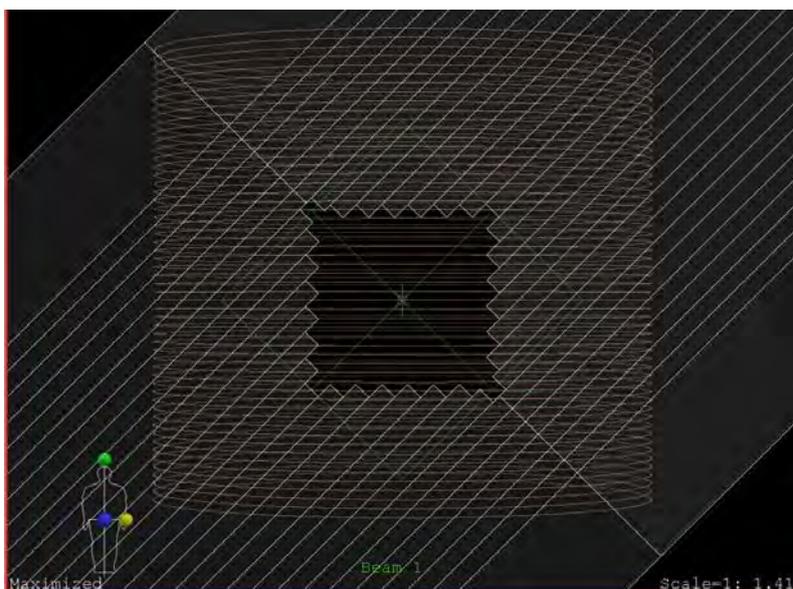


Рис. А.8. Вид из фокуса пучка (BEV) для сценария 3.

Сценарий 4: Проверка расчетов для четырехпольного облучения

Эта методика используется во многих больницах лучевой терапии, и назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить расчет дозы, подводимой отдельным пучком, и суммарной дозы от четырех полей. Весовой вклад для каждого из четырех полей одинаков; параметры и точки измерения заданы в центре отверстий 5, 6 и 10: таблицу А.8 и рис. А.3. В каждой точке измерения различие между измеренной и расчетной дозой для выбранного пучка должно быть соотнесено с дозой, измеренной в опорной точке для соответствующего пучка (например: различие между измеренной и расчетной дозой для передне-заднего пучка должно быть соотнесено с дозой, измеренной в опорной точке для передне-заднего пучка).

Таблица А.8. Геометрия сценария 4

Сценарий	Число пучков	Укладка	Опорная точка	Точка измерения	Размер поля [см] Д x Ш	Угол поворота штатива	Угол поворота диафрагмы	Модификаторы пучка
4	4	РИО	5	5	15x10	0	0	нет
				6	передне-задний 15x10	180	0	
				10	задне-передний 15x8 ПБ 15x8 ЛБ	270 90	0 0	

Инструкции для Сценария 4:

- 1) Подготовить план облучения при помощи СДПЛТ в соответствии с таблицей 8 и оформить его документально.
- 2) При помощи СДПЛТ рассчитать значение «МЕ/время», необходимое для подведения дозы 2 Гр в опорную точку № 5.
- 3) Зарегистрировать рассчитанную дозу для точек 6 и 10.
- 4) Вручную рассчитать значение «МЕ/время» и сравнить полученный результат со значением «МЕ/время», рассчитанным системой СДПЛТ.

- 5) Установить фантом на столе радиационного аппарата в положение «Головой вперед в сторону штатива, лежа на спине».
- 6) Выровнять фантом, используя лазерные центраторы таким образом, чтобы перекрестье совпало с центром отверстия № 5.
- 7) Установить штатив на угол 0° .
- 8) Установить коллиматор на угол 0° .
- 9) Установить размер поля: Длина (Y) = 15 см Ширина (X) = 10 см
- 10) Установить ионизационную камеру в тканеэквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 5.
- 11) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ, лишь для переднего поля.
- 12) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 13) Установить штатив на угол 180° .
- 14) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ, для заднего поля.
- 15) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 16) Установить штатив на угол 90° .
- 17) Установить размер поля: Длина (Y) = 15 см Ширина (X) = 8 см
- 18) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ, лишь для данного левого бокового поля.
- 19) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 20) Установить штатив на угол 270° .
- 21) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ, лишь для данного правого бокового поля.
- 22) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 23) Повторить шаги 7-22 (кроме шага 10), установив ионизационную камеру в отверстие № 6.
- 24) Повторить шаги 7-22 (кроме шага 10), установив ионизационную камеру в отверстие № 10.
- 25) Занести в таблицу А.9 расчетные и измеренные данные и сравнить результаты.

При наличии нескольких алгоритмов для расчета доз, провести сравнение расчетных и измеренных значений для каждого используемого алгоритма. Пример расчетного распределения доз приведен на рис. А.9.

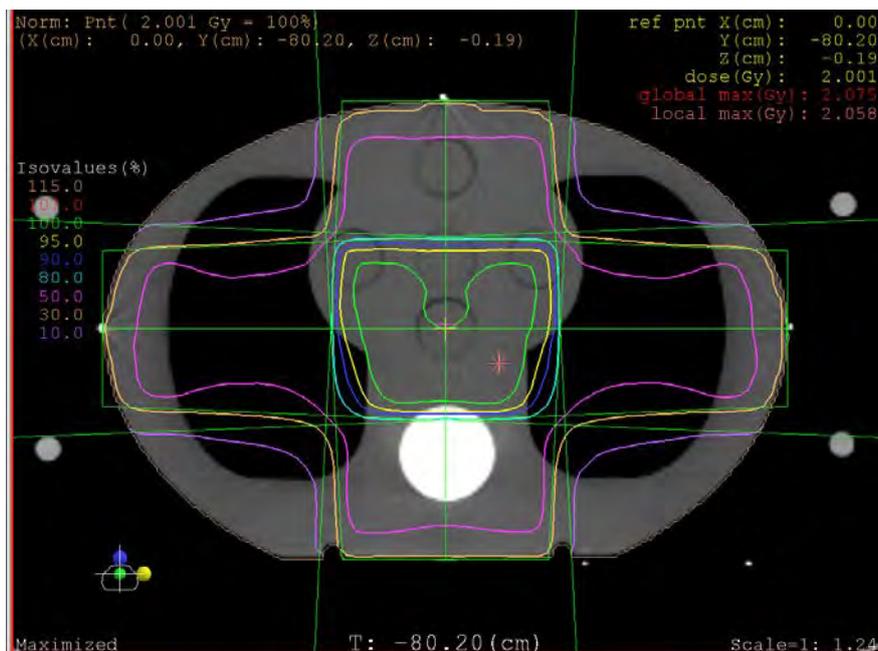


Рис. А.9. Пример распределения доз в центральной плоскости для сценария 4.

Таблица А.9. Сравнение измеренных и расчетных данных для сценария 4

Сценарий	Местоположение точки измерения	Расчетная доза [Гр]	Измеренная доза [Гр]	Отклонение [%]	Критерий согласия [%]
4	F1: 0°				2
	F2: 90°				3
	F3: 270°				3
5	F4: 180°				3
	Σ				
	F1: 0°				4
6	F2: 90°				3
	F3: 270°				3
	F4: 180°				4
10	Σ				
	F1: 0°				3
	F2: 90°				4
10	F3: 270°				4
	F4: 180°				3
	Σ				

Сценарий 5: Проверка расчетов при автоматическом расширении апертуры и индивидуализированном блокировании

Назначение этого теста состоит в том, чтобы проверить функцию автоапертуры СДПЛТ и индивидуализированного блокирования, а также правильность вычислений с неоднородностью в виде легких. Мишень облучения диаметром 8 см и длиной 8 см, с центром в точке № 2, необходимо расширить на 1 см во всех направлениях, используя доступные средства расширения. Для обеспечения соответствия поля облучения расширенному объему необходимо использовать МПД или блок. Точка измерения задана в центре отверстия 7: см. рис. А.3 и таблицу А.10.

Таблица А.10. Геометрия сценария 5

Сценарий	Число пучков	Укладка	Опорная точка	Точка измерения	Размер поля [см] Д x Ш	Угол поворота штатива	Угол поворота диафрагмы	Модификаторы пучка
5	1	РИО	2	2 7	Определяется блоком или МПД	0	45	Индивид. блок или МПД

Инструкции для Сценария 5:

- 1) Подготовить план облучения при помощи СДПЛТ в соответствии с таблицей 2 и оформить его документально.
- 2) При помощи СДПЛТ рассчитать значение «МЕ/время», необходимое для подведения дозы 2 Гр в опорную точку № 2.
- 3) Зарегистрировать рассчитанную дозу для точки № 7.
- 4) Вручную рассчитать значение «МЕ/время» и сравнить полученный результат со значением «МЕ/время», рассчитанным системой СДПЛТ.
- 5) Установить фантом на столе радиационного аппарата в положение «Головой вперед в сторону штатива, лежа на спине».
- 6) Выровнять фантом, используя лазерные центраторы таким образом, чтобы перекрестье совпало с центром отверстия № 5.
- 7) Установить штатив на угол 0°.
- 8) Переместить стол на 4 см в поперечном направлении и на 3 см вниз (изоцентр в центре отверстия № 2).
- 9) Установить коллиматор на угол 0°.
- 10) Вставить индивидуализированный блок или настроить МПД (соответственно) и установить размер поля.
- 11) Установить ионизационную камеру в тканезквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 2.
- 12) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ.
- 13) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 14) Установить ионизационную камеру в легочно-эквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 7.
- 15) Повторить шаги 10-11.
- 16) Занести в таблицу А.11 расчетные и измеренные данные и сравнить результаты.

При наличии нескольких алгоритмов для расчета доз, провести сравнение расчетных и измеренных значений для каждого используемого алгоритма. Пример расчетного распределения доз и вида из фокуса пучка (BEV) приведен на рис. А.10 и А.11.

Таблица А.11. Сравнение измеренных и расчетных данных для сценария 5

Сценарий	Местоположение точки измерения	Расчетная доза [Гр]	Измеренная доза [Гр]	Отклонение [%]	Критерий согласия [%]
5	2				2
	7				4



Рис. А.10. Пример распределения доз в центральной плоскости для сценария 5.

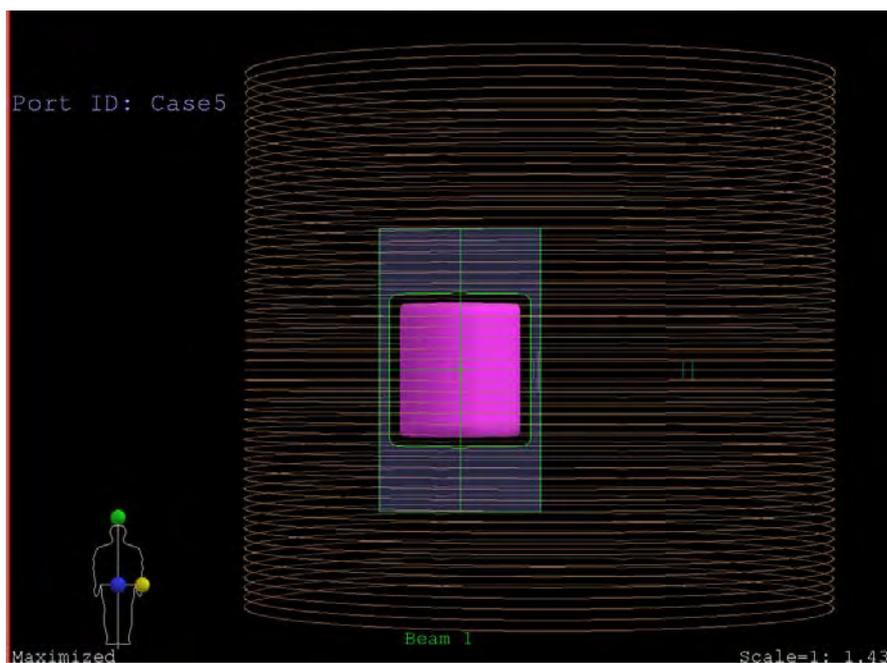


Рис. А.11. Вид из фокуса пучка (BEV) для сценария 5.

Сценарий 6: Проверка расчетов при наклонном падении пучка для поля сложной конфигурации и блокировании центра поля

Назначение этого теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов для полей сложной конфигурации с блокированием центра поля. Изоцентр должен быть задан в центре отверстия № 5. При этом используется поле размером 20 см x 10 см, угол поворота штатива 45°, угол поворота диафрагмы 90°. L-образное поле создается путем блокирования поля до размера 6 см x 12 см при помощи индивидуализированного блока или МПД. Параметры и точки измерения задаются в центре отверстий 3 (опорная точка), 7 и 10: см. таблицу А.12 и рис. А.3.

Таблица А.12. Геометрия сценария 6

Сценарий	Число пучков	Укладка	Опорная точка	Точка измерения	Размер поля [см] Д x Ш	Угол поворота штатива	Угол поворота диафрагмы	Модификаторы пучка
6	1	РИО	3	3	L-образное	45	90	Индивиду. блок или МПД
				7	10x20			
				10				

Инструкции для Сценария 6:

- 1) Подготовить план облучения при помощи СДПЛТ в соответствии с таблицей 12 и оформить его документально.
- 2) При помощи СДПЛТ рассчитать значение «МЕ/время», необходимое для подведения дозы 2 Гр в опорную точку № 3.
- 3) Зарегистрировать рассчитанную дозу для точек № 7 и № 10.
- 4) Вручную рассчитать значение «МЕ/время» и сравнить полученный результат со значением «МЕ/время», рассчитанным системой СДПЛТ.
- 5) Установить фантом на столе радиационного аппарата в положение «Головой вперед в сторону штатива, лежа на спине».
- 6) Выровнять фантом, используя лазерные центраторы таким образом, чтобы перекрестье совпало с центром отверстия № 5.
- 7) Установить штатив на угол 45°.
- 8) Установить коллиматор на угол 90°.
- 9) Установить размер поля: Длина (Y) = 10 см Ширина (X) = 20 см
- 10) Установить ионизационную камеру в тканеэквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 3.
- 11) Вставить индивидуализированный блок или сформировать поле при помощи МПД.
- 12) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ.
- 13) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 14) Установить ионизационную камеру в легочно-эквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 7.
- 15) Повторить шаги 12 и 13 после изменения положения камеры.
- 16) Установить ионизационную камеру в костно-эквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 10.
- 17) Повторить шаги 12 и 13 после изменения положения камеры.
- 18) Занести в таблицу А.13 расчетные и измеренные данные и сравнить результаты.

При наличии нескольких алгоритмов для расчета доз, провести сравнение расчетных и измеренных значений для каждого используемого алгоритма. Пример расчетного распределения доз и вид из фокуса пучка (BEV) приведен на рис. А.12 и А.13.

Таблица А.13. Сравнение измеренных и расчетных данных для сценария б

Сценарий	Местоположение точки измерения	Расчетная доза [Гр]	Измеренная доза [Гр]	Отклонение [%]	Критерий согласия [%]
6	3				3
	7				4
	10				5



Рис. А.12. Пример распределения доз в центральной плоскости для сценария б.

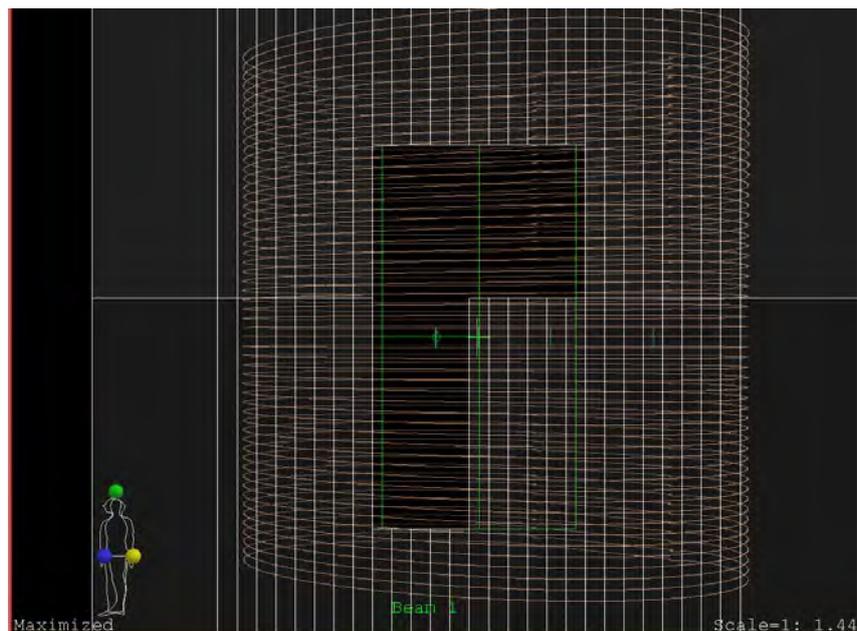


Рис. А.13. Вид из фокуса пучка (BEV) для сценария б.

Сценарий 7: Проверка расчетов при использовании трех полей: два встречных поля с клиньями и с асимметричной диафрагмой

Назначение этого теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов для полей с парными клиньями и асимметричной диафрагмой (в случае отсутствия асимметричной диафрагмы можно использовать блок для получения полупучка). Изоцентр должен быть задан в центре отверстия № 3. Весовой вклад всех полей одинаков. Угол поворота диафрагмы должен быть установлен в зависимости от ориентации используемых клиньев. Параметры и точка измерения задаются в центре отверстия № 5: см. таблицу А.14 и рис. А.3.

Таблица А.14. Геометрия сценария 7

Сценарий	Число пучков	Укладка	Опорная точка	Точка измерения	Размер поля [см] Д x Ш	Угол поворота штатива	Угол поворота диафрагмы	Модификаторы пучка
7	3	РИО	5	5	10x12	0	0	Нет
					10x6 ассим.	90	В	Физический клин 30°
					10x6 ассим.	270	соответствии с ориентацией клина	Мягкий клин 30°

Инструкции для Сценария 7:

- 1) Подготовить план облучения при помощи СДПЛТ в соответствии с таблицей 14 и оформить его документально.
- 2) При помощи СДПЛТ рассчитать значение «МЕ/время», необходимое для подведения дозы 2 Гр в опорную точку № 5.
- 3) Вручную рассчитать значение «МЕ/время» и сравнить полученный результат со значением «МЕ/время», рассчитанным системой СДПЛТ.
- 4) Установить фантом на столе радиационного аппарата в положение «Головой вперед в сторону штатива, лежа на спине».
- 5) Выровнять фантом, используя лазерные центраторы таким образом, чтобы перекрестье совпало с центром отверстия № 5.
- 6) Установить штатив на угол 0°.
- 7) Установить коллиматор на угол 0°.
- 8) Опустить стол на 3 см вниз (изоцентр в центре отверстия № 3).
- 9) Установить размер поля: Длина (Y) = 10 см Ширина (X) = 12 см
- 10) Установить ионизационную камеру в тканезквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 5.
- 11) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ для предшествующей области.
- 12) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 13) Установить штатив на угол 90°.
- 14) Установить угол поворота диафрагмы таким образом, чтобы обеспечить соответствующую ориентацию клина.
- 15) Установить размер поля: Длина (Y) = 10 см Ширина (X1) = 0, Ширина (X2) = 6 см (в случае отсутствия асимметричной диафрагмы использовать для этого поля блок полупучка и установить размер поля 10 см x 12 см).
- 16) Установить физический клин 30° (см. рис. А.14).

- 17) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ для левого бокового (ЛБ) поля.
- 18) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 19) Установить штатив на угол 270° .
- 20) Установить угол поворота диафрагмы таким образом, чтобы обеспечить соответствующую ориентацию динамического клина (см. рис. А.14). В случае отсутствия динамического клина повторить измерения с введением физического клина 30° .
- 21) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ для правого бокового поля (ПБ).
- 22) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 23) Занести в таблицу А.15 расчетные и измеренные данные и сравнить результаты.

При наличии нескольких алгоритмов для расчета доз, обеспечить расчетные значения для каждого используемого алгоритма. Пример расчетного распределения доз приведен на рис. А.14.

Таблица А.15. Сравнение измеренных и расчетных данных для сценария 7

Сценарий	Местоположение точки измерения	Расчетная доза [Гр]	Измеренная доза [Гр]	Отклонение [%]	Критерий согласия [%]
7	5	F1: 0°			2
		F1: 90°			4
		F1: 270°			4
		Σ			

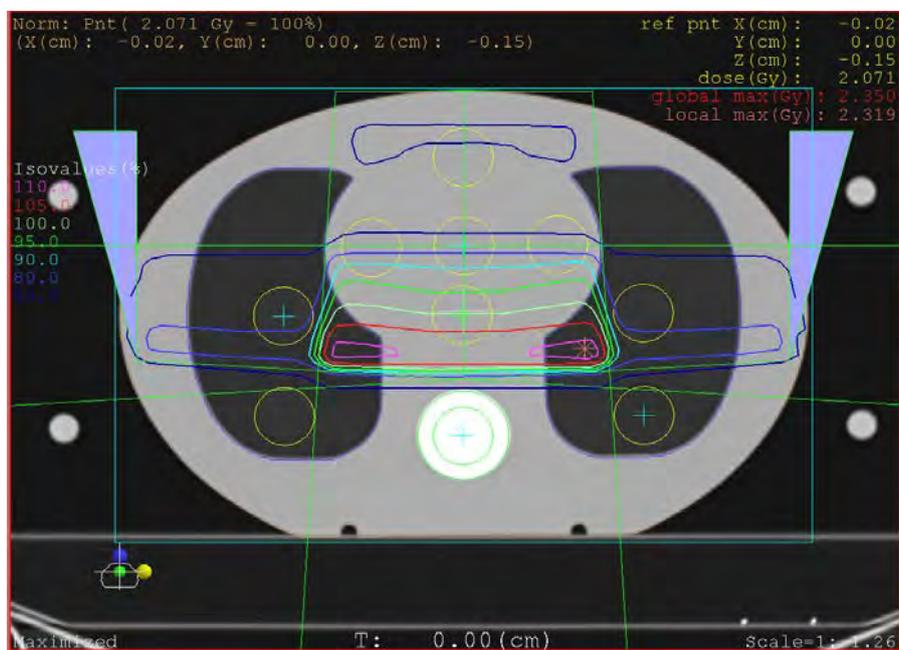


Рис. А.14. Пример распределения доз в центральной плоскости для сценария 7.

Сценарий 8: Проверка расчетов для некопланарных пучков с поворотом стола и диафрагмы

Назначение данного теста состоит в том, чтобы проверить правильность расчетов для случая с поворотом стола и диафрагмы. Три поля с различными углами поворота штатива и диафрагмы одинаково взвешены. Изоцентр должен быть задан в центре отверстия № 5. Параметры и точка измерения задаются в центре отверстия № 5: см. таблицу А.16 и рис. А.3.

Таблица А.16. Геометрия сценария 8

Сценарий	Число пучков	Укладка	Опорная точка	Точка измерения	Размер поля [см]	Угол поворота штатива	Угол Поворота Диафрагмы	Модификаторы пучка
					Д x Ш			
8	3	РИО	5	5	4x16 ЛБ	90	330	Нет
					4x16 ПБ	270	30	
					4x4	30	0	
					(стол 270)			

Инструкции для Сценария 8:

- 1) Подготовить план облучения при помощи СДПЛТ в соответствии с таблицей 16 и оформить его документально.
- 2) При помощи СДПЛТ рассчитать значение «МЕ/время», необходимое для подведения дозы 2 Гр в опорную точку № 5.
- 3) Вручную рассчитать значение «МЕ/время» и сравнить полученный результат со значением «МЕ/время», рассчитанным системой СДПЛТ.
- 4) Установить фантом на столе радиационного аппарата в положение «Головой вперед в сторону штатива, лежа на спине».
- 5) Выровнять фантом, используя лазерные центраторы таким образом, чтобы перекрестье совпало с центром отверстия № 5.
- 6) Установить штатив на угол 90°.
- 7) Установить коллиматор на угол 330°.
- 8) Установить размер поля: Длина (Y) = 4 см Ширина (X) = 16 см
- 9) Установить ионизационную камеру в тканезквивалентную вставку и установить ее в отверстие № 5.
- 10) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ для поля ЛБ.
- 11) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 12) Установить штатив на угол 270°.
- 13) Установить коллиматор на угол 30°.
- 14) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ для поля ПБ.
- 15) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 16) Установить штатив на угол 30°.
- 17) Установить коллиматор на угол 0°.
- 18) Выполнить изоцентрический поворот стола на угол 270°.
- 19) Установить размер поля: Длина (Y) = 4 см Ширина (X) = 4 см.

- 20) Облучить фантом, используя значение «МЕ/время», рассчитанное системой СДПЛТ для некомпланарного поля.
- 21) Зарегистрировать значение измеренных доз. Повторить облучение как минимум три раза и определить среднее значение.
- 22) Занести в таблицу А.17 расчетные и измеренные данные и сравнить результаты.

При наличии нескольких алгоритмов для расчета доз, обеспечить расчетные значения для каждого используемого алгоритма. Пример расчетного распределения доз приведен на рис. А.15.

Таблица А.17. Сравнение измеренных и расчетных данных для теста 8

Сценарий	Местоположение точки измерения	Расчетная доза [Гр]	Измеренная доза [Гр]	Отклонение [%]	Критерий согласия [%]
8	5	F1: 90°			3
		F1: 270°			3
		F1: 30°			3
		Σ			

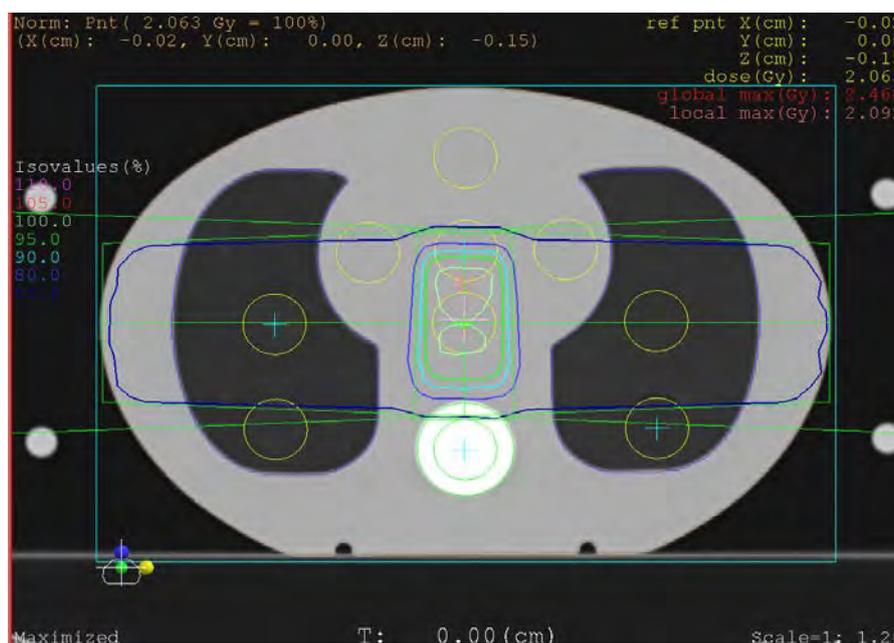


Рис. А.15. Пример распределения доз в центральной плоскости для сценария 8.

А.2. Краткая сводка испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию

В таблице А.18 в обобщенном виде представлены тесты, местоположения точек измерения и критерии согласия для каждой точки. Пользователь может использовать эту таблицу, чтобы зарегистрировать результаты ввода в клиническую эксплуатацию для последующего использования.

Таблица А.18. Бланк регистрации основных результатов ввода в клиническую эксплуатацию (опорные точки для каждого тестового сценария отмечены звездочкой).

Описание	Номер сценария	Точка/ Поле измерения	Критерии согласия (%)	Различие у пользователя	
Проверка расчетов для опорных условий, основанных на основе данных КТ; тест соответствует тесту 1 для пучка фотонов и тесту 1 расчета ME в TRS 430	1	1	2		
		3 ^{*)}	2		
		5	2		
		9	4		
		10	3		
Проверка расчета для случая наклонного падения, недостаточного рассеяния и тангенциального поля; тест соответствует тестам 7, 10 для пучка фотонов и тесту 2 расчета ME в TRS 430.	2	1 ^{*)}	3		
Проверка расчета при значительном блокировании углов поля; тест соответствует тестам 1, 3 для пучка фотонов и тесту 4 расчета ME в TRS 430.	3	3 ^{*)}	3		
Проверка расчета для четырехпольного облучения; тест соответствует клиническому тесту 1 в TRS 430.	5 ^{*)}	F1: 0 °	2		
		F2: 90 °	3		
		F3: 270 °	3		
		F4: 180 °	3		
		Σ			
	4	6	F1: 0 °	4	
			F2: 90 °	3	
			F3: 270 °	4	
			F4: 180 °	3	
			Σ		
	10		F1: 0 °	3	
			F2: 90 °	4	
			F3: 270 °	3	
			F4: 180 °	4	
			Σ		
Проверка расчетов при автоматическом расширении апертуры и индивидуализированном блокировании; в этом тесте объединены условия тестов, относящихся к тестам для пучка фотонов 8 и 13, тесту 6 расчета ME, и клиническому тесту 4, описанным в TRS 430.	5	2 ^{*)}	3		
		7	4		
Проверка расчета при наклонном падении пучка для поля сложной конфигурации e и блокировании центра поля; тест соответствует тесту 4 расчета ME, описанному в TRS 430.	6	3 ^{*)}	3		
		7	5		
		10	5		

Описание	Номер сценария	Точка/Поле измерения	Критерии согласия (%)	Различие у пользователя
Проверка расчета при использовании трех полей: два встречных поля с клиньями с асимметричной диафрагмой; тест соответствует тесту 3 расчета ME и клиническому тесту 3, описанным в TRS 430.	7	5*)	F1: 0 °	2
			F2: 90 °	4
			F3: 270 °	4
			Σ	
Проверка расчета для некомпланарных пучков с поворотом стола и диафрагмы; тест соответствует тестам для пучка фотонов 6 и 12 и клиническому тесту 6 в TRS 430.	8	5*)	F1: 0 °	3
			F2: 90 °	3
			F3: 270 °	3
			Σ	

ПРИЛОЖЕНИЕ В РЕЗУЛЬТАТЫ ПИЛОТНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Введение

Процедуры ввода в клиническую эксплуатацию, описанные в настоящем отчете, были протестированы участниками Проекта координированных исследований E2.40.13, с тем чтобы проверить практически осуществимость тестов, выбор точек измерений в фантоме и количество времени, необходимое для выполнения каждого теста. Все участники проекта использовали один и тот же фантом и выполняли дозиметрию при помощи ионизационной камеры. Всего было проверено 14 алгоритмов для 9 различных марок СДПЛТ, установленных в 18 больницах. Было проведено сравнение расчетных и измеренных доз для всех алгоритмов, использующих полностью одинаковые планы облучения и одни и те же точки измерений. Эти алгоритмы приведены в таблице В.1 согласно описанию изготовителя. В третьей колонке таблицы В.1 указаны значения энергии использованных радиационных аппаратов. Результаты пилотного исследования приведены в таблице В.2, и они показывают диапазон отклонений для каждого теста, каждой точки измерений и каждого алгоритма. Колонки «мин.» и «макс.» содержат минимальные и максимальные отклонения дозы, наблюдаемые для всех значений энергий, проверенных для конкретного алгоритма (см. таблицу В.1). В соответствии с руководством по использованию СДПЛТ, пользователи в больнице могут идентифицировать алгоритмы и методы внесения поправок на неоднородность для своих СДПЛТ и сравнивать результаты своих испытаний для ввода в эксплуатацию с данными выбранного алгоритма, представленного в настоящем отчете. Пользователь может также обратиться к Отчету 85 [4] Американской ассоциации медицинских физиков (ААРМ) за более детальной информацией об алгоритмах, используемых в системах СДПЛТ.

Алгоритмы А3, А4 и А5, названные «свёртка узкого пучка» с поправкой на неоднородность, основанные на методе эквивалентного ОТВ, по-разному реализованы в использованных СДПЛТ. То же самое относится к алгоритмам А7, А9, названным «свёртка узкого пучка» (масштабирование ядра с глубиной). На рис. В.1 показан процент измерений с результатами, выходящими за пределы критериев согласия как функция используемого алгоритма и энергии пучка фотонов.

Таблица В.1. Алгоритмы расчета доз

Обозначение алгоритма	Описание алгоритма	Энергии пучка
A1	Эффективная длина пробега	6, 15 МВ
A2	Метод Кларксона (эффективная длина пробега)	Co-60, 6,10,15 МВ
A3*	Свёртка узкого пучка: Метод эквивалентного ОТВ	6, 15 МВ
A4*	Свёртка узкого пучка: Метод эквивалентного ОТВ	6, 10, 20 МВ
A5*	Свёртка узкого пучка: Метод эквивалентного ОТВ	6 МВ

Обозначение алгоритма	Описание алгоритма	Энергии пучка
A6	Свёртка узкого пучка: Метод модифицированного метода Бато	4, 6, 10, 18, 20 МВ
A7*	Свёртка узкого пучка (масштабирование ядра с глубиной)	6, 10, 15 МВ
A8	Свёртка узкого пучка: Интеграция ОТВ и 3D ОРВ	6 МВ
A9*	Свёртка узкого пучка (масштабирование ядра с глубиной)	6 МВ
A10	Быстрое преобразование Фурье (FFT) (ядра свёртки не масштабируются, но принимается во внимание усиление жесткости пучка)	Co-60, 6, 10, 15 МВ
A11	Анизотропный Аналитический Алгоритм	4, 6, 18 МВ
A12	Многосеточная суперпозиция	Co-60, 6, 10, 15 МВ
A13	Разложение на конусы для суперпозиции точечных ядер с 3х мерным масштабированием	6, 15 МВ
A14	Разложение на конусы со свёрткой / суперпозицией	6 МВ

* Выполнено в различных СДПЛТ.

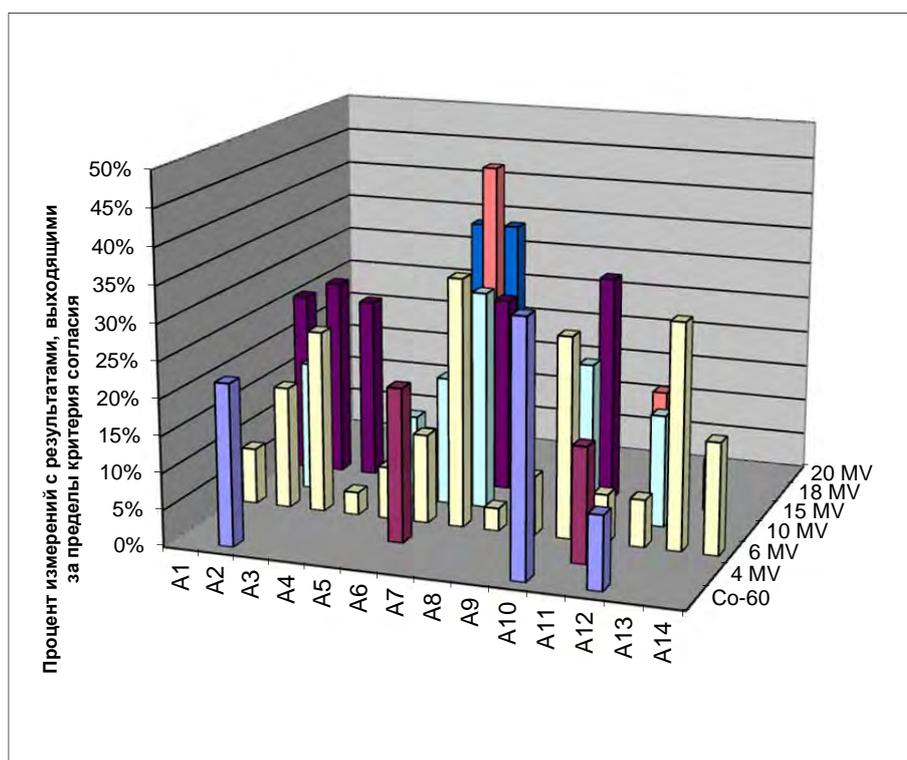


Рис. В.1. Процент измерений с результатами, выходящими за пределы критериев согласия, как функция алгоритма и энергии пучка фотонов.

Практичность этих процедур ввода в клиническую эксплуатацию была изучена путем их пробного использования в нескольких медицинских учреждениях, причем измерения выполнялись на различных радиационных аппаратах. В таблице В.3 представлены оценки времени для радиационных аппаратов с системой регистрации и верификации (R&V) и без нее, и с возможностью автоматической укладки. Пользователь системы в больнице может обратиться к данным Таблицы В3, чтобы оценить время, необходимое для проведения измерений в своем лечебном учреждении на своём радиационном аппарате.

Таблица В.3. Ориентировочное время, необходимое для выполнения измерений тестов для ввода в клиническую эксплуатацию.

Номер сценария	Минимальная оценка времени (в минутах)	
	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

Время, необходимое для выполнения всей цепочки действий: сборка и укладка фантома, КТ-сканирование, планирование, проведение измерений и выполнение анализа составит приблизительно 16 часов (2 рабочих дня) для радиационного аппарата с двумя значениями энергии. Необходимое расчетное «машинное» время: сканер КТ – приблизительно 30 минут; СДПЛТ – приблизительно 5 часов; радиационный аппарат – приблизительно 5 часов.

ПРИЛОЖЕНИЕ С

СРАВНЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ ФАНТОМОВ ДЛЯ ВВОДА СДПЛТ В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ В СООТВЕТСТВИИ С ПРОТОКОЛОМ МАГАТЭ

Введение

Рекомендации МАГАТЭ включают сценарии испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию, охватывающие типовые методики дистанционного облучения, которые используются в большинстве больниц лучевой терапии. Эти сценарии испытаний были разработаны таким образом, чтобы охватить самый широкий диапазон сценариев, описанных в TRS-430. Фантом, моделирующий грудную клетку, включая неоднородности, которые обусловлены легкими и костями, лучше всего подходит для проведения испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию. Форма фантома грудной клетки позволяет моделировать наклонную поверхность и дает возможность включать дозиметры в области неоднородностей, эквивалентных легким или кости. Твердотельный фантом имеет ограничения в отношении количества возможных точек измерения для ионизационных камер. Поэтому количество и местоположение точек измерения в фантоме является важным моментом. Испытания для ввода СДПЛТ в клиническую эксплуатацию должны быть максимально удобными и точными. Поэтому схема установки фантома и действия с ним не должны быть чувствительны к ошибкам и не должны занимать много времени. Была проведена оценка нескольких фантомов с точки зрения их пригодности для выполнения испытаний, описанных в настоящем отчете.

Фантомы

Для сравнительного исследования были отобраны пять различных универсальных фантомов, коммерчески доступных во время выполнения проекта: Модель 002LFC (компания Computerized Imaging Reference Systems), EasyBody (компания Euromechanics Medical GmbH), Quasar (компания Modus Medical Devices Inc.), фантом 91235 (компания Standard Imaging Inc.) и фантом в форме плоского цилиндра («сыр») TomoTherapy Cheese (компания Gammex RMI). Ниже приводится краткое описание каждого из этих фантомов.

Фантом Модель 002LFC компании Computerized Imaging Reference Systems Inc., (CIRS), Норфолк, штат Вирджиния, США, был детально описан в разделе 2.3.1 и показан на рис. 1.

Фантом EasyBody был разработан компанией Euromechanics Medical GmbH, Шварценбрюк, Германия, в сотрудничестве с Медицинским центром университета Гамбург-Эппендорф, Германия. Он состоит из базового кубического фантома EasyCube и двух расширительных модулей для получения фантома брюшной полости. Фантом выполнен из материала «твердая вода» (RW3) и имеет размеры 36 см × 18 см × 18 см. Фантом состоит из нескольких пластин, выполненных из материала «твердая вода», которые могут быть заменены пластинами, выполненными из материала, эквивалентного кости или легким, для создания антропоморфной схемы (см. рис. С.1). Держатели ионизационной камеры, выполненные из материала RW3, могут быть установлены в фантоме почти в любое положение благодаря структуре пластин. Пленки могут быть помещены между пластинами каждой пары, а для лучшей фиксации пленок имеются также специальные пластины с вырезом. На фантом нанесена сетка с шагом 1 см, которая используется для укладки. Для калибровки КТ в фантом могут быть введены четыре вставки с сертифицированной электронной плотностью (легкие,

жировая ткань, мышцы и кость). Имеется дополнительная полая вставка, которую можно заполнить водой и использовать в качестве опорного материала.

Фантом Quasar является изделием компании Modus Medical Devices Inc., Лондон, провинция Онтарио, Канада. Он выполнен из плексигласа и имеет размеры 30 см × 12 см × 20 см (см. рис. С.2). Он имеет эллиптическую форму с тремя отверстиями (диаметр 8 см) для цилиндрических плексигласовых вставок или деревянных вставок низкой плотности (эквивалентных легким). В эти отверстия можно также установить кассету с пленкой или даже адаптер для моделирования дыхательных движений. Можно использовать шесть меньших отверстий (диаметр 2 см) для костно-эквивалентного стержня или плексигласового держателя ионизационной камеры. На фантоме имеется несколько отметок для его укладки.

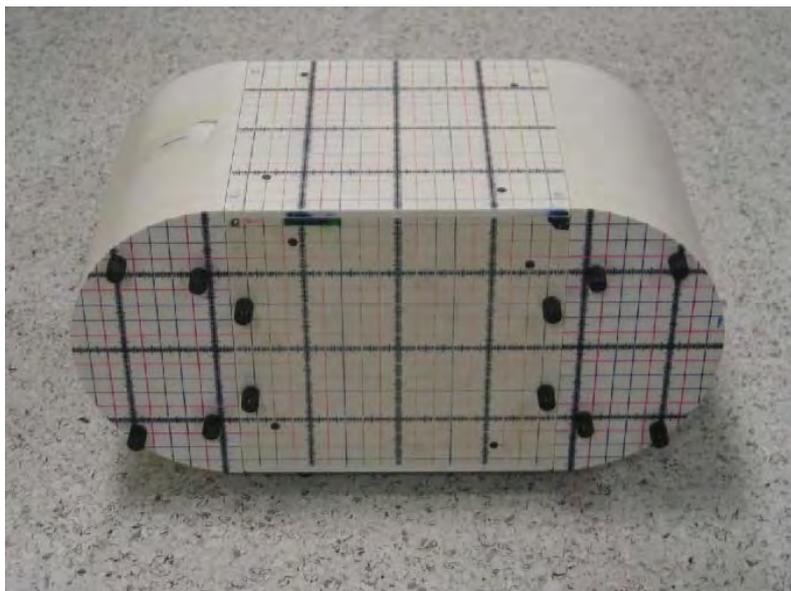


Рис.С.1. Фантом EasyBody компании Euromechanics GmbH.

Для калибровки КТ имеется дополнительный адаптер с пятью сертифицированными значениями электронной плотности (воздух вдоха в легких, полиэтилен, эквивалент воды, внутренняя кость и плотная кость) в фиксированной схеме.



Рис. С.2. Фантом Quasar компании Modus medical devices Inc.

Фантом 91235 компании Standard Imaging Inc., Мидделтон, штат Висконсин, США, состоит из шести пластин, каждая толщиной 3 см и площадью 30 см × 45 см, которые могут быть уложены в стопку высотой 18 см и фиксированы стержнями (см. рис. С.3). Конструкция имитирует торс человека. Основным материалом является «виртуальная» вода. Две пластины имеют включение материала, эквивалентного легким; остальные четыре пластины выполнены из твердотельного материала, кроме отверстий (диаметром 1 см) во всех шести пластинах, куда можно вставлять держатели ионизационной камеры, выполненные из «виртуальной воды». В эти полости точно входит также твердотельный стержень, выполненный из костно-эквивалентного материала. Метки на корпусе фантома позволяют легко выполнять его укладку. Пленки могут быть заложены между любой парой пластин. Вследствие отсутствия материалов с сертифицированной плотностью данный фантом не может быть использован для калибровки КТ.



Рис. С.3. Стандартный фантом для получения изображений 91235.

Фантом в форме плоского цилиндра TomoTherapy Cheese – это фантом из материала «твердая вода», производимый компанией Gammex RMI, Мидделтон, штат Висконсин, США, для проверки аппаратов TomoTherapy (см. рис. С.4). Фантом имеет форму цилиндра размером 30 см (Ø) × 18 см с 20 отверстиями диаметром 2.8 см, в которые для калибровки КТ можно вводить 12 различных вставок с сертифицированной электронной плотностью. Все другие отверстия могут быть заполнены вставками из материала «твердая вода». В эти отверстия можно также устанавливать держатель ионизационной камеры, сделанный из материала «твердая вода». Фантом не может быть расширен и в нем не могут быть созданы неоднородности, чтобы имитировать туловище человека для проверки дозы. Фантом состоит из двух полуцилиндрических половин, между которыми можно устанавливать пленку. На поверхности фантома имеются металлические метки для укладки.

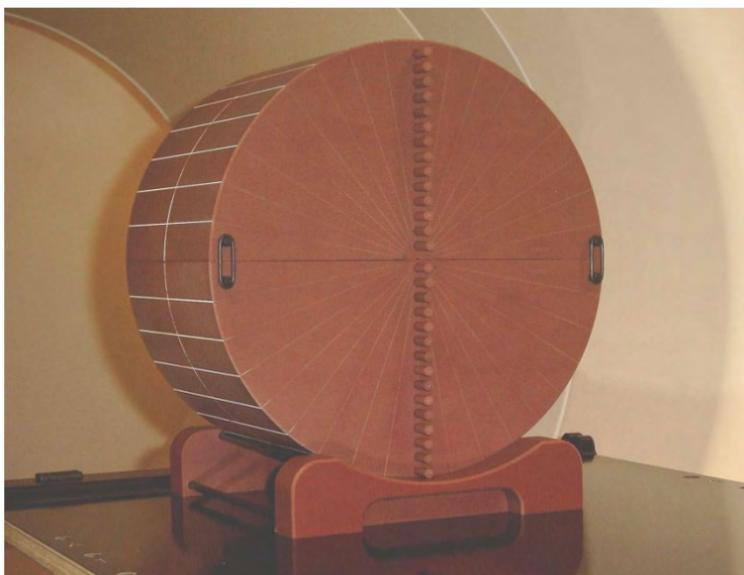


Рис. С.4. Фантом в форме плоского цилиндра TomoTherapy Cheese компании Gammex RMI.

Оцениваемые параметры

Все фантомы были исследованы на пригодность к испытаниям для ввода в клиническую эксплуатацию. Это включает проверку возможности калибровки КТ, возможные антропоморфные схемы фантомов, исследование материалов и возможностей для проверки доз. Возможность антропоморфной схемы необходима для проверки цифровой реконструкции снимков (DRR) и внутренних контуров. Было также проверено наличие меток для укладки и исследована подверженность ошибкам процесса юстирования и укладки. Все фантомы с сертифицированной электронной плотностью использовались для сканирования КТ. В качестве примера на рис. С.5 показан один срез КТ для каждого фантома. Исходя из результатов сканирования КТ, была получена таблица пересчета КТ-чисел в значения ОЭП для каждого фантома.

Три сценария ввода в клиническую эксплуатацию, рассмотренные в настоящем документе (сценарии 1, 2 и 6 – приложение А), были выполнены для всех пяти фантомов. Там, где это было возможно, для каждого фантома была использована антропоморфная схема. На рис. С.5 показаны соответствующие изображения КТ для фантомов, которые были сканированы для планирования облучения.

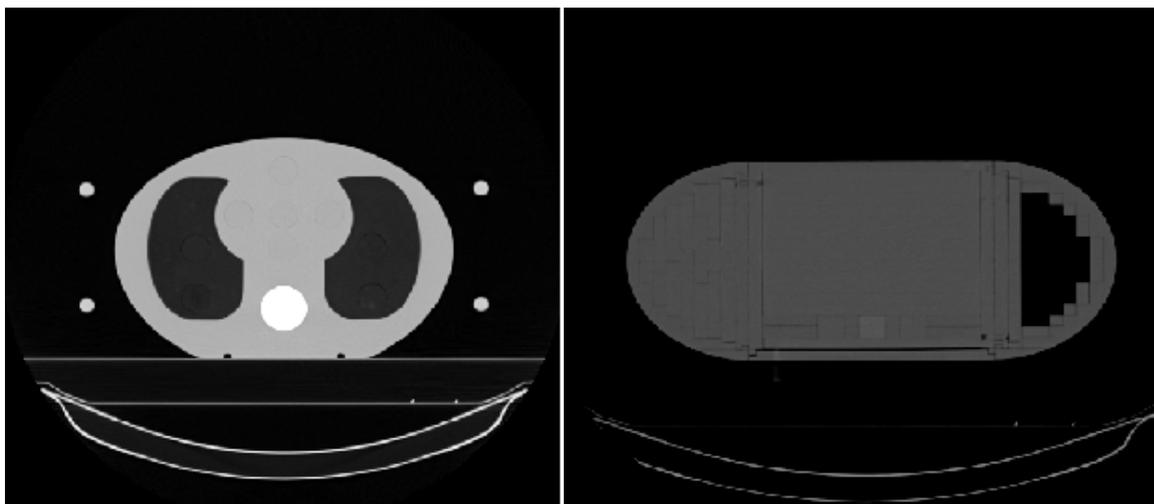


Рис. С.5. КТ-изображения фантомов Модели 002LFC компании CIRS Inc (слева) и EasyBody компании Eurotechnics GmbH (справа), используемых при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию.

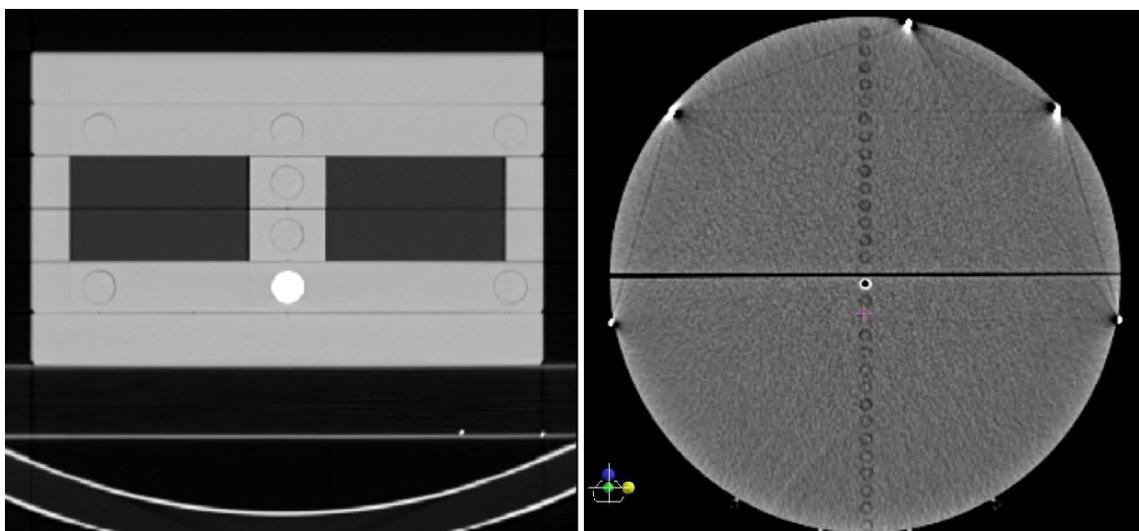


Рис. С.6. КТ-изображения фантомов модели 91235 компании Standard Imaging (слева) и TomoTherapy Cheese компании Gammex RMI (справа), используемых при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию.

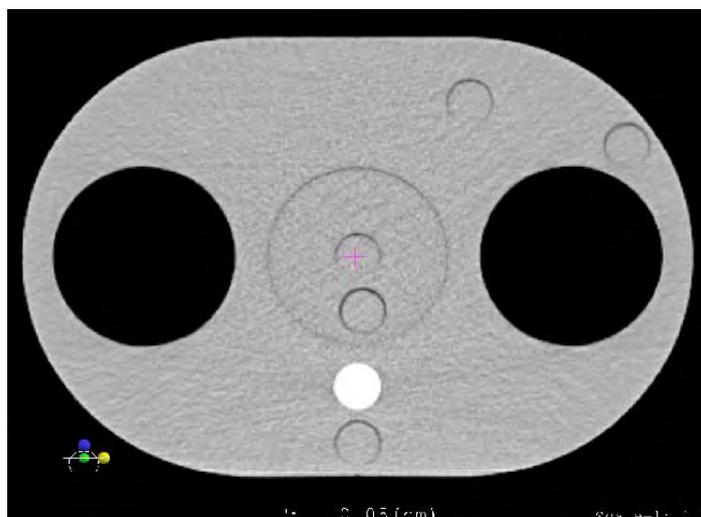


Рис. С.7. КТ-изображение фантома Quasar компании Modus Medical, используемого при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию.

Таблица С.1. Характеристики изученных фантомов

Изготовитель	CIRS Inc	EUROMECHANICS MEDICAL GmbH	MODUS MEDICAL DEVICES Inc	STANDARD IMAGING Inc	GAMMEX RMI
Модель / характеристика	002LFC	Easybody	Quasar	91235	TomoTherapy Cheese
Размеры (Ш x Д x В) см	30x30x20	36x18x18	30x12x20	30x45x18	Ø30x18
Форма	Грудная клетка	Брюшная часть	Грудная клетка	Грудная клетка	Цилиндр
Материал корпуса	Твердая вода	RW3	Плексиглас	Виртуальная вода	Твердая вода
Местоположения иониз. камер	10 (в ткани, легких, кости),	Несколько – в зависимости от структуры пластин (в ткани, легких, кости)	6 (в ткани, легких, кости)	16 (в ткани)	20 (в ткани)
Положение пленки (плоскость)	Поперечная	Поперечная, фронтальная, сагиттальная	Поперечная, фронтальная, сагиттальная	Фронтальная	Фронтальная, сагиттальная
Число вставок с сертифицированной электронной плотностью	5	4	5	Нет	12
Моделирование наклонного падения	Да	Да	Да	Только для наклонных пучков	Да
Неоднородности	Ткань, легкие, кость	Ткань, легкие (дополнительно), кость	Ткань, легкие (дополнительно), кость	Ткань, легкие (дополнительно), кость	Нет
Метки для укладки	Металлические метки	Сетка на поверхности	Метки на поверхности	Сетка на поверхности	Металлические метки

Результаты

Анатомические тесты и калибровка КТ

Фантом TomoTherapy Cheese обеспечивает проверку расчетов только в однородной среде. Поэтому его тестирование было ограничено калибровкой КТ с использованием гибкого расположения 12 различных калиброванных материалов. Фантом имеет достаточные возможности для установки ионизационных камер; была также оценена возможность пленочных измерений.

Фантом компании Standard Imaging не имеет сертифицированных материалов для калибровки КТ. Схема с неоднородностями может быть использована для проверки расчета доз, но конструкция фантома не позволяет моделировать кривизну поверхности для входа пучка. Имеются достаточные возможности для размещения ионизационной камеры и пленок для проверочных измерений доз; однако измерения в областях кости и легких невозможны.

Фантом Quasar компании Modus Medical позволяет проводить измерения с антропоморфной схемой. Ионизационная камера может быть установлена для измерений в плексигласе и в объемах легких. Держатели камеры из материала,

эквивалентного материалу легких, в фантоме не предусмотрены. Пленочные измерения при помощи кассеты с пленкой возможны лишь во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Поскольку фантом не имеет пластинчатой структуры, область пленочных измерений у него ограничена. Фантом может быть использован для калибровки КТ, однако не имеется возможности для установки адаптера с фиксированным расположением материалов. Размеры этих адаптеров очень малы, что ограничивает применение фантома для моделирования тела человека. Эти обстоятельства также влияют на точность калибровки КТ.

Фантом EasyBody компании Euromechanics может использоваться с антропоморфной схемой. Благодаря пластинчатой структуре этот фантом имеет широкие возможности и позволяет проводить измерения и с ионизационными камерами, и с пленками. Можно проводить измерения в объемах кости и легких, однако держатели ионизационных камер выполнены лишь из материала RW3. Для проведения калибровки КТ пользователь должен выбрать соответствующую конфигурацию.

Модель 002LFC компании CIRS позволяет выполнять все тесты с одной схемой. Число точек измерения для ионизационных камер достаточно, и пленочные измерения предоставляют достаточную информацию. Форма фантома имитирует торс человека; калибровка КТ возможна. Это единственный фантом, у которого держатели ионизационной камеры выполнены из материалов, эквивалентных легким и кости, что позволяет выполнять измерения внутри этих материалов.

Тесты калибровки КТ для всех фантомов дают схожие результаты (см. рис. С.8). Можно отметить небольшое влияние размера фантома для более плотных материалов. Увеличение жёсткости пучка и энергетический спектр в месте положения материала приводят к снижению значения КТ для более плотного материала у фантомов большего размера. Поэтому необходима реалистичная форма фантома, подобная форме тела человека.

Сценарии ввода в клиническую эксплуатацию

Клинические сценарии 1, 2 и 6, детально описанные в приложении А, использовались для исследования пяти фантомов с точки зрения их применимости для тестов при вводе СДПЛТ в клиническую эксплуатацию. Первый сценарий может быть выполнен со всеми пятью фантомами. Точки измерения на центральной оси (СAX) возможны для всех фантомов; измерения в объеме легких возможны лишь для фантомов CIRS 002LFC, EasyBody и Quasar. Измерения в области позвоночника (неоднородность кости) позволяют только фантомы CIRS 002LFC и EasyBody. Второй сценарий нельзя было реализовать для фантома Standard Imaging, поскольку у него плоская поверхность, и соответствующее размещение тангенциального поля, модифицированного клином, невозможно. Для других фантомов могла быть реализована схема с углом поворота штатива 90°, и было возможно использовать точку измерения на центральной оси. При третьем сценарии для различных фантомов использовались различные углы поворота штатива. Поскольку фантом TomoTherapy Cheese не включает неоднородность для легких, то этот фантом для данного сценария не использовался. Фантом Standard Imaging не позволяет проводить измерения в объеме легких, однако все другие точки измерения можно было использовать. На рис. С.8 показаны четыре полученные кривые калибровки КТ.

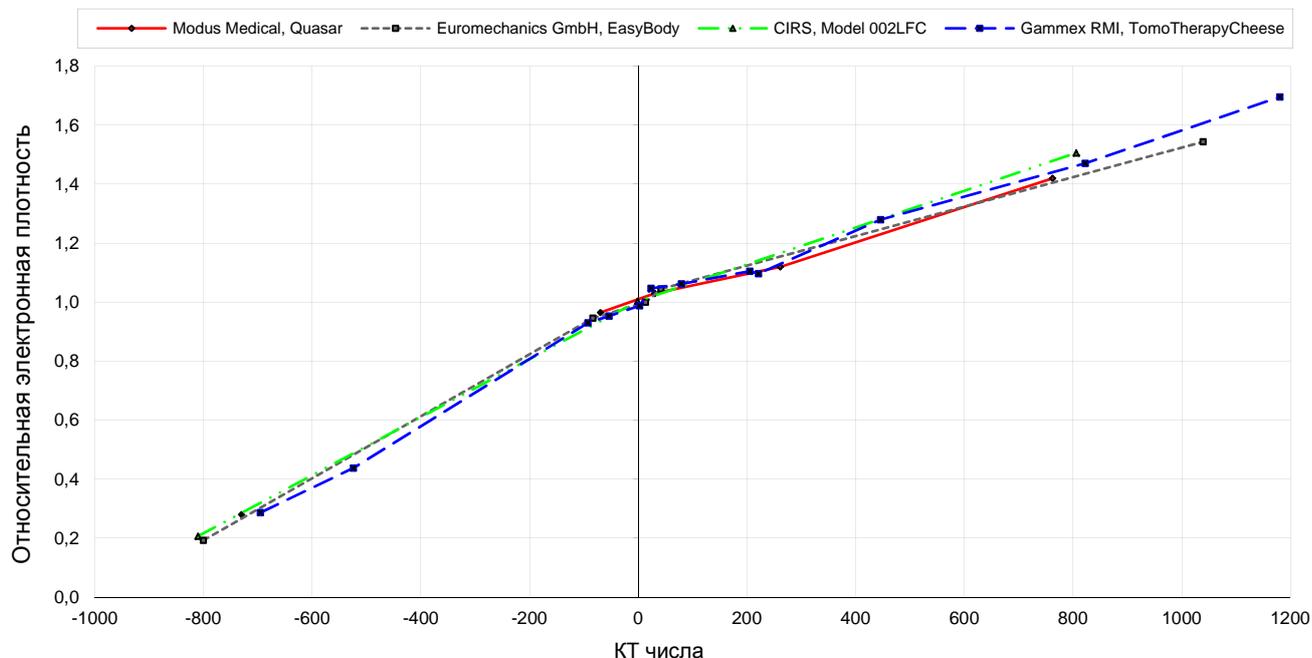


Рис. С.8. Кривые калибровки КТ. Можно отметить небольшое влияние размера фантома для плотных материалов. У фантомов большего размера снижаются значения КТ для одного и того же материала.

Выводы

Фантомы различаются своими возможностями для использования при калибровке КТ и проверке расчета дозы.

Фантом *TomoTherapy Cheese* обеспечивает максимальные возможности для калибровки КТ, но из-за отсутствия антропоморфной схемы тестирование с поправками на неоднородности для клинических сценариев невозможно

Фантом *EasyBody* обеспечивает наибольшее число возможных точек измерения, но при калибровке КТ реализация этой особенности требует модификации всей схемы с последующим изменением точек измерения, что делает установку фантома трудоёмкой и неточной.

Фантом *Standard Imaging* не имеет элементов с сертифицированной электронной плотностью и его форма недостаточно реалистична для исследованных сценариев ввода в клиническую эксплуатацию.

Форма фантомов *Quasar* недостаточно хорошо имитирует тело человека для калибровки КТ.

Фантом грудной клетки *CIRS* может должным образом обеспечивать как калибровку КТ, так и реализацию всех сценариев.

Рекомендации

Только использование фантомов с антропоморфной геометрией и сменными вставками с сертифицированной электронной плотностью позволяет проведение полномасштабного ввода СДПЛТ в клиническую эксплуатацию. Антропоморфные фантомы с послойной структурой подходят для пленочных дозиметрических измерений в однородных и неоднородных областях.

У каждого фантома, изученного в настоящем исследовании, имеются преимущества и недостатки для определенных тестов. Для ввода в клиническую эксплуатацию системы СДПЛТ, которая может использоваться в различных больницах, требуется фантом с минимальной ограниченной функциональностью и простой в обращении. С другой стороны, фантом должен обладать возможностью обеспечивать выполнение всех дозиметрических и анатомических сценариев. Наиболее подходящим вариантом является фантом грудной клетки, поскольку он обеспечивает неоднородности большого объема, имитирует кривизну поверхности тела, а его большой общий размер позволяет проводить проверку расчетов для больших размеров полей. Принимая это во внимание, фантом CIRS Модель 002LFC является предпочтительным при проведении испытаний для ввода СДПЛТ в клиническую эксплуатацию.

ПРИЛОЖЕНИЕ D
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИСПЫТАНИЙ ДЛЯ ВВОДА
В КЛИНИЧЕСКУЮ ЭКСПЛУАТАЦИЮ
В ПРОГРАММЕ ГАРАНТИИ КАЧЕСТВА СДПЛТ

Введение

Результаты ввода СДПЛТ в клиническую эксплуатацию могут использоваться в качестве опорных данных для проведения периодического контроля в рамках постоянно действующей программы гарантии качества, включающей проверки целостности аппаратных средств, программного обеспечения и передачи данных. Общие процедуры проверок СДПЛТ по программе контроля качества изложены в общих чертах в Серии технических отчетов МАГАТЭ № 430 [1] со ссылкой на тест, разработанный для выполнения такой проверки, и предлагаемой периодичностью выполнения теста. В данном разделе настоящего отчета описывается внедрение результатов испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию в практику периодического контроля в рамках программы ГК для СДПЛТ, используемой при планировании дистанционной лучевой терапии, в соответствии с рекомендациями TRS-430. Она основана на использовании фантома CIRS Модель 002LFC. Если в тестах для ввода в клиническую эксплуатацию будет использоваться другой фантом, рекомендуемая процедура должна быть адаптирована к особенностям этого фантома. Все эти тесты являются проверками постоянства показателей. Предлагаемые периодические проверки включают некоторые тесты (5, 7, 9 и 11), отмеченные в TRS-430 как индивидуализированные тесты. Однако эти проверки постоянства показателей не могут заменить проверок, которые должны в обязательном порядке выполняться для проверки расчетов для каждого отдельного пациента.

Внедрение результатов испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию в практику периодического контроля в рамках программы КК

Таблица D.1 основана на таблице LVIII документа TRS-430, где типовые проверки заменены конкретными рекомендациями. Проверки, выделенные курсивом, воспроизведены непосредственно из TRS 430.

Таблица D.1. Пример проверок по программе контроля качества и соответствующая периодичность их выполнения

Объект	Тест	W	M	Q	A
Аппаратные средства					
Центральный процессор	<i>Тест КК 1</i>		*		
Цифровой преобразователь	Тест КК 2	* ¹⁾	* ²⁾		
Графопостроитель	Тест КК 3			*	
Восстановление архивированных данных	Тест КК 4			*	

Объект	Тест	W	M	Q	A
Анатомическая информация					
Передача данных сканирования КТ (или иных)	Тест КК 5 ³⁾			*	
Проверка геометрии КТ и плотности Анатомия пациента	Тест КК 6			*	
	Тест КК 7 ³⁾			*	
Программное обеспечение расчетов для дистанционного пучка (фотоны)					
Повторная проверка (включая значение «МЕ/время»)	Тест КК 8				*
МЕ/время	Тест КК 9 ³⁾			*	
Детали плана	Тест КК 10 ³⁾			*	
Электронная передача плана	Тест КК 11 ³⁾			*	

W = Еженедельный, M. = Ежемесячный, Q = Ежеквартальный, A = Ежегодный. Тест, выделенный курсивом, взят из Серии технических отчетов МАГАТЭ № 430 [1]. ¹⁾ Акустический цифровой преобразователь, ²⁾ Электромагнитный цифровой преобразователь ³⁾ Индивидуализированный тест согласно TRS-430.

Тест КК 1: Центральный процессор

Назначение:

Убедиться в оптимальном функционировании центрального процессора, памяти, системы файлов и операционной системы.

Процедура:

Перезапустить или перезагрузить компьютер как рекомендуется поставщиком или в установленном порядке. (От такой перезагрузки могут особенно выиграть системы на базе Unix.) Наблюдать за сообщениями на экране во время перезагрузки, чтобы обнаружить возможные системные сбои.

Тест КК 2: Цифровой преобразователь

Назначение:

Убедиться в отсутствии отклонения чувствительности цифрового преобразователя.

Процедура:

Использовать процедуру сценария ввода в клиническую эксплуатацию 01. Оцифровать оригинал контура переднего вида фантома CIRS 002LFC, используя имеющийся цифровой преобразователь, и сравнить оцифрованный контур с оригиналом. При возможности, выполнить оконтуривание вручную и автоматически.

Таблица D.2. Сравнение параметров контуров

Тип контура	Параметры контуров				
	A	B	C	D	E
Оригинал					
Оцифровка					

Сравнить расстояния (диаметр AP), B (диаметр RL), C (диаметр отверстия № 10), D (высота поперечного сечения легких через центры отверстий № 6 и № 7) и E (ширина поперечного сечения легких на уровне центра отверстия № 5), как показано на рис. A.1. Результаты сравнения необходимо занести в таблицу D.2. Отклонение должно составлять меньше 1-2 мм, в зависимости от выбора окна, используемого в изображении для оконтуривания.

Тест КК 3: Графопостроитель

Назначение:

Убедиться в отсутствии отклонения масштабирования графопостроителя.

Процедура:

Подготовить контур переднего вида CIRS 002LFC (Сценарий 01) Теста КК 2. Сравнить расстояния A, B, C (диаметр отверстия № 10), D и E (поперечные сечения легких через центры отверстий № 5 и № 6-7) как показано на рис. A.1. Результаты сравнения необходимо занести в таблицу D.3. Отклонение должно быть в пределах 1 мм.

Таблица D.3. Сравнение параметров контуров.

Тип контура	Параметры контуров				
	A	B	C	D	E
Оригинал					
Построенный					

Тест КК 4: Восстановление архивированных данных

Назначение:

Подтвердить возможность правильного восстановления архивированных данных.

Процедура:

Использовать протокол, обычно используемый для архивирования данных пациента, для архивирования как минимум одного сценария клинических тестов, например, сценария теста 8. Удалить из системы СДПЛТ и восстановить данные, которые были перед этим заархивированы. Проверить целостность восстановленных данных плана сценария по известным параметрам плана сценария (сценариев).

В зависимости от целесообразности архивирования данных СДПЛТ, может оказаться необходимым создавать отдельные процедуры для данных о пациенте, данных о пучке и выполняемых файлов.

Тест КК 5: Передача данных КТ

Назначение:

Убедиться в том, что протоколы передачи КТ не изменились.

Процедура:

Передать данные КТ исследования фантома CIRS 002LFC (сценарий ввода в клиническую эксплуатацию 02) и убедиться в том, что соответствующие отметки слева, справа, сверху и внизу соответствуют маркировке на экране (например, L-R, S-I).

Тест КК 6: Плотность КТ /геометрия

Назначение:

Убедиться в том, что отношение между КТ-числом и плотностью, и геометрией изображения не изменились.

Процедура:

Использовать в качестве опорных показателей данные и результаты сценария ввода в клиническую эксплуатацию 02. Передать изображения фантома CIRS 002LFC на СДПЛТ, использовать инструменты СДПЛТ для измерения значений плотности и расстояния. Усредненные значения необходимо сравнить с КТ-числами, используемыми в кривой пересчета КТ-чисел в значения ОЭП, находящейся в СДПЛТ. Для расстояний приемлемо согласие в пределах 2 мм. Для относительной электронной плотности приемлемо согласие в пределах 0,02, то есть КТ-числа для данного объекта не должны измениться в пределах, превышающих ± 20 . Если наблюдается существенное изменение КТ-числа и его невозможно устранить повторной калибровкой сканера КТ, в СДПЛТ необходимо ввести новое КТ-число для данного значения ОЭП. Если данные КТ вводятся при помощи пленки, необходимо провести проверки геометрии на масштабирование и искажение. Искажение может быть связано либо с процессом использования пленки в КТ, либо с процессом оцифровки. Сделать пленочное изображение тестового фантома, убедиться, что контраст изображения (уровень и окно) имеет прежнее значение. Отсканировать пленку обычным способом (например, при помощи ПЗС-камеры или цифрового сканера). Если результаты оцифровки пленки используются для введения поправок на неоднородность, значения объемной плотности обычно задаются вручную. Если СДПЛТ автоматически картирует цифровую матрицу относительно плотности, убедиться в правильности значений плотности.

Тест КК 7: Анатомия пациента

Назначение:

Убедиться в том, что представление анатомии пациента не изменилось

Процедура:

Использовать в качестве опорных показателей данные и результаты сценария ввода в клиническую эксплуатацию 02 для фантома CIRS 002LFC. Самым легким путем является наложение полученной печатной копии на результат исходного теста, выполненного при вводе в эксплуатацию, при условии, что сначала был выполнен Тест КК 3 (см. Таблицу D1). Допустимое согласие должно быть в пределах 2 мм.

Тест КК 8: Повторная проверка расчета для дистанционного пучка

Назначение:

Проверить постоянство расчетов доз дистанционного пучка, чтобы убедиться в отсутствии случайного изменения или повреждения файлов.

Процедура:

- 1) Контрольная сумма всех файлов данных показывает, изменились ли какие-либо файлы. При невозможности использовать контрольную сумму альтернативой является анализ директории, содержащей эти данные. Проверить даты создания файлов, чтобы убедиться в отсутствии случайного изменения какого-либо файла. Если входные данные были параметризованы или обработаны, то это самые последние данные, которые в обязательном порядке должны быть проверены. Исходные данные имеют второстепенное значение, хотя эти данные также должны контролироваться. Как правило, данные можно просмотреть напрямую – показать на экране и распечатать конфигурацию СДПЛТ и параметры модели расчетов и проверить их по сравнению с данными ввода в эксплуатацию.
- 2) Из-за сложности современных СДПЛТ проверить каждую операцию в каждой программе на предмет повреждения данных нереалистично, и само такое нарушение маловероятно. Однако хорошо иметь стандартный набор планов, которые могут быть использованы для проверки различного программного обеспечения. Медицинскому учреждению рекомендуется разработать собственный набор из набора тестов для ввода в клиническую эксплуатацию (отобранный из клинических сценариев 1-8), в соответствии с методами, используемыми в данном учреждении, на основании перечисленных ниже широких принципов. Использовать отобранный набор тестов для проверки постоянства расчетов доз для дистанционного пучка.

Стремитесь к воспроизводимости, а не к точности: результат каждого теста должен быть точно таким же, что и результат исходного теста, выполненного при вводе в эксплуатацию. После модернизации программного обеспечения, с установкой новых или усовершенствованных алгоритмов, точкой отсчета становится выход новой версии.

Необходимо осознавать наличие различных вариантов – если больше чем один алгоритм был использован или явно выбран при других условиях, проверить все используемые алгоритмы.

Обязательно повторить программу испытаний с самого начала, включая, по возможности, передачу изображений, с тем чтобы был проверен весь процесс, а не только расчет доз.

Тест КК 9: Мониторные единицы/время

Назначение:

Убедиться в отсутствии какого-либо изменения в расчете значения МЕ системы СДПЛТ или в расчете времени.

Процедура:

Для сценариев ввода в клиническую эксплуатацию, выбранных для выполнения теста КК 8, использовать СДПЛТ для расчета значений МЕ или времени и выполнить проверку на точное согласие с результатами исходного теста, выполненного при вводе в клиническую эксплуатацию.

Тест КК 10: Детали плана

Назначение:

Убедиться в том, что относящаяся к плану информация, распечатанная на бумажном носителе, не изменилась.

Процедура:

Для сценариев ввода в клиническую эксплуатацию, выбранных для выполнения теста КК 8, убедиться в том, что координаты изоцентра, детали размеров поля, РИП, клиновидных фильтров, блокирования и т.д. распечатаны точно так же, как прежде.

Тест КК 11: Электронная передача плана

Назначение:

Убедиться в отсутствии каких-либо изменений при сетевой передаче протоколов и данных.

Процедура:

Необходимо поддерживать стандартный набор сценариев, при помощи которых осуществляется проверка наиболее часто используемых компонентов процесса сетевой передачи. Это опять могут быть результаты планов, используемых в тесте КК 8. Этот набор тестовых передач необходимо выполнять в случае любых изменений в файлах данных, программах, системном программном обеспечении или других частях СДПЛТ и/или в случае модификации или модернизации систем управления радиационным аппаратом.

ПРИЛОЖЕНИЕ Е

ПРОВЕРКИ ПРАВИЛЬНОСТИ РАСЧЕТОВ ОСНОВНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПУЧКА

Введение

Проверки расчетов основных характеристик пучка могут помочь пользователю в том случае, когда различия между измеренными и расчетными значениями доз выходят за пределы критериев согласия. Эти проверки относятся к облучению водного фантома одиночными пучками в условиях, близких к условиям испытаний для ввода в клиническую эксплуатацию. Проверки были разработаны таким образом, чтобы пользователь мог использовать ранее измеренные данные и сравнивать результаты измерений для избранных точек с расчетными значениями доз. Формат проверок расчетов основных характеристик пучка, аналогичен формату приемочных испытаний правильности расчета доз из отчета [2] МАГАТЭ, и включает проверку факторов выхода, ширины поля и полутени для ряда значений размера поля применительно к открытым и модифицированным клиньюми полям, которые используются для ввода в клиническую эксплуатацию, а также проверку значений доз в различных частях водного фантома для открытых и модифицированных клиньюми пучков.

Краткий обзор проверки правильности расчетов основных характеристик пучка

Проверки расчетов основных характеристик пучка, включают:

- Проверка факторов выхода в опорной точке (центральная ось на глубине d_{\max} или 5 см или 10 см, везде, где определяются факторы выхода) для ряда значений размера поля применительно к открытым и модифицированным клиньюми полям;
- Проверка расчета доз для трех открытых полей: поле небольшого размера (максимально близко к размеру 4 см x 4 см), поле 10 см x 10 см и поле большого размера (максимально близко к размеру 25 см x 25 см);
 - Значения глубины измерений, которые должны быть использованы для каждого размера поля: малая глубина, максимально близкая к d_{\max} , а также еще до пяти значений глубин, среди которых рекомендуется использовать значения 5 см, 10 см и 20 см;
 - Доза в точках на центральной оси, в одной точке вне оси в пределах границ пучка и в одной точке вне оси, вне границ пучка;
 - Расчет ширины радиологического поля (расстояние 50% - 50%) в том же диапазоне значений глубины;
 - Расчет параметров поперечного профиля пучка (расстояние 50% - 90%) в том же диапазоне значений глубины;

- Проверка расчета доз для клиньев, которые использовались в испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию – поле небольшого размера (максимально близко к размеру 4 см x 4 см), поле 10 см x 10 см и поле большого размера (максимально близко к размеру 15 см x 15 см);
 - Значения глубины измерений, которые должны быть использованы для каждого размера поля: малая глубина, максимально близкая к d_{max} , а также еще до пяти значений глубин, среди которых рекомендуется использовать значения 5 см, 10 см и 20 см;
 - Доза в точках на центральной оси, в одной точке вне оси в пределах границ пучка и в одной точке вне оси, вне границ пучка;

Различие между этими расчетными данными и соответствующими результатами измерений можно вычислить и проанализировать так, как это предложено в отчете [2] МАГАТЭ.

Детальное описание рекомендуемых проверок правильности расчетов, основных характеристик пучка

Подготовка к проведению проверок

Для описанных ниже проверок требуется рассчитать дозы в ряде точек водного фантома. Расчетную дозу необходимо сравнить с дозой, полученной в результате измерений на местном радиационном аппарате. Проверки расчета доз для излучения $Co-60$ должны быть выражены в дозе относительно дозы для поля размером 10 см x 10 см, РИП = 80 см и глубины 1 см (d_{ref}). Проверки расчета доз для пучков фотонов высоких энергий должны быть выражены в дозе (сГр) для облучения 100 МЕ для аппаратов, калиброванных на подведение дозы 1 Гр на 100 МЕ для поля размером 10 см x 10 см, РИП = 100 см на глубине максимальной дозы (d_{max}). Если отсутствуют иные указания, номинальный РИП для всех тестовых сценариев должен составлять 100 см для пучков фотонов высоких энергий от линейных ускорителей и 80 см для пучков излучения гамма-терапевтического аппарата с источником $Co-60$.

Для каждого сценария проверки оператор должен расположить пучок излучения, как задано в сценарии проверки, и идентифицировать точки расчета на требуемых глубинах и расстояниях от оси, предпочтительно в тех положениях, где уже имеются точки измерения данных. Для обеспечения соответствующей точности результатов расчета следует использовать пучки с достаточно большим весовым вкладом. Иными словами, не рекомендуется использовать пучки с малым весовым вкладом, если это приводит к округлению или отсечке расчетных доз до значений, имеющих точность меньше 1%.

В некоторых системах планирования облучения весовой вклад пучка соответствует дозе, подводимой пучком в d_{max} , в то время как в других системах весовой вклад пучка идентифицирует соответствующую дозу в d_{max} для опорного размера поля (т.е. 10 см x 10 см). Пользователь должен быть знаком с определением весового вклада пучка и гарантировать, что результаты расчетов согласуются с условиями, при которых были получены соответствующие измеренные данные.

В качестве начального шага пользователю рекомендуется задать для СДПЛТ кубический водный фантом со сторонами 40 см. В большинстве СДПЛТ можно вводить точки расчета по их координатам. Однако при отсутствии такой возможности может быть целесообразно для каждого теста идентифицировать те точки, которые находятся на центральной оси пучка излучения, точки, которые находятся на расстоянии от оси в 1 см, 3 см, 5 см, 9 см и 19 см, и располагаются на расчетных глубинах d_{max} , 5 см, 10 см и 20 см*. В каждом тестовом сценарии необходимые расстояния от оси и глубины определяются пользователем и основываются на имеющихся результатах измерений[#] как входных данных, вводимых в систему СДПЛТ для подгонки модели пучка.

Графическое представление конфигураций для проверки расчетов, относящихся к моделированию пучку, приведено в конце настоящего раздела; они аналогичны тем, которые описаны в Отчете [2] МАГАТЭ.

Оценка результатов измерений

Для оценки соответствия измеренных значений и значений, рассчитанных системой СДПЛТ, можно применять два подхода, используемые в отчете [2] МАГАТЭ:

относительная ошибка: связана с измеренной дозой, то есть

$$\text{Ошибка}_1 [\%] = 100 * (D_{cal} - D_{meas}) / D_{meas} \quad (D.1)$$

относительная нормированная ошибка: связана с дозой на центральной оси на одной и той же глубине, то есть

$$\text{Ошибка}_2 [\%] = 100 * (D_{cal} - D_{meas}) / D_{meas, cal} \quad (D.2)$$

Рекомендуемые уравнения для сравнения измеренных и расчетных данных и типовых критериев приведены ниже в таблице E.1.

* Пользователь может выбрать значения глубины в соответствии с имеющимися измеренными данными.

Если значения дозы вне оси не были измерены, их можно вычислить используя распределения глубинной дозы вдоль центральной оси и внеосевого отношения на соответствующих глубинах.

Таблица Е.1. Примеры критериев приемлемости для расчетов характеристик дистанционного пучка системой СДПЛТ

Описание	Номер теста	Уравнение для оценки	Допуск [%]
1 Факторы выхода в опорной точке	2,3	(D.1)	2 %
2 Однородная, простая геометрия			
Данные для точек на центральной оси для квадратных и прямоугольных полей	1	(D.1)	2 %
Данные для точек вне оси	1	(D.2)	3 %
3 Сложная геометрия (Модифицированные клиньями поля, неоднородности, поля сложной конфигурации, асимметричная установка диафрагмы)	4	(D.1)	3 %
Данные для точек на центральной оси и точек вне оси			
4 За границей пучка			
В простой геометрии	1	(D.2)	3 %
В сложной геометрии (см. №2)	4	(D.2)	4 %
5 Ширина радиологического поля (расстояние 50%-50%)	1, 4		2 мм
6 Расстояние граница пучка / полутень (50% - 90%)	1, 4		2 мм

Система координат

Рассматриваемая ниже система координат задана для водного фантома с целью уточнения данных о пучке и геометрии тестового сценария:

- Начало координат находится в изоцентре радиационного аппарата (см. рисунок Е.1). Для всех тестов, кроме изоцентрического теста, изоцентр лежит на поверхности фантома.
- Ось Z перпендикулярна верхней поверхности водного фантома и направлена вверх от фантома. За исключением контрольного сценария с наклонным падением пучка, ось Z совпадает с центральной осью пучка и направлена в сторону источника.
- Ось X направлена вправо от оси Z , а плоскость $X-Z$ перпендикулярна оси вращения радиационного аппарата.
- Ось Y совпадает с осью вращения штатива радиационного аппарата и направлена в сторону штатива. Все расчеты сделаны в точках плоскости $X-Z$ ($Y = 0$).

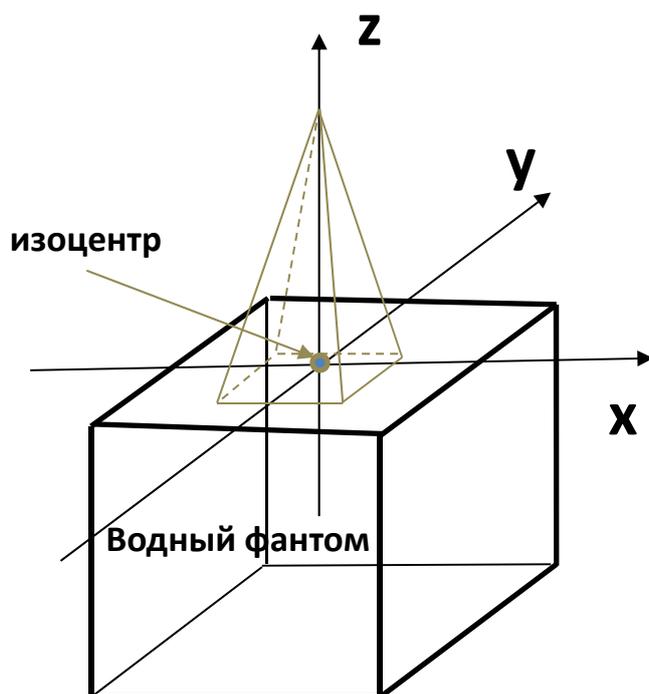


Рис. Е.1. Система координат для определения основных характеристик пучка и геометрии проведения проверки

Инструкции для выполнения проверок основных характеристик пучка

Ниже приведены детальные инструкции, позволяющие пользователю выполнить различные проверки основных характеристик пучка:

1а) Проверка расчетов для малого открытого поля

Используя описанный выше кубический водный фантом, определить небольшое квадратное поле (максимально близкое к размеру 4 см x 4 см) и установить пучок центральной осью перпендикулярно к поверхности кубического водного фантома (см. рис. Е.1). Центральная ось пучка должна быть совмещена по всем меткам, сделанным при моделировании водного фантома, с тем чтобы облегчить расположение расчетных точек. Задать соответствующий весовой вклад пучка и убедиться в отсутствии модификаторов пучка (клинья, подставки, и т.д.). Рассчитать распределение доз и регистрировать дозы на глубине, максимально близкой к d_{\max} . Выполнить расчеты для других глубин: рекомендуются значения глубины 5 см, 10 см и 20 см. Сравнить расчетные данные с измерениями.

Необходимо также рассчитать дозы на всех вышеуказанных глубинах в точках, расположенных на равных расстояниях от центральной оси пучка, но все еще находящихся в пределах границ пучка. Рекомендуемые расстояния от оси для поля размером 4 см x 4 см составляют ± 1 см. Это расстояние от оси задается таким образом, чтобы разместить точки расчета приблизительно на половине расстояния между центральной осью и границей пучка. Дополнительные точки расчета должны быть размещены симметрично на расстоянии от центральной оси, но вне границ пучка. Выбранные расстояния должны обеспечить

размещение точек расчета на достаточном удалении от границ пучка, в спадающей части полутени. Для пучка 4 см x 4 см предлагается расстояние от оси ± 5 см. Дозы в этих точках составляют лишь несколько процентов от доз на тех же самых глубинах на центральной оси. Сравнить расчетные данные с результатами измерений.

1b) Проверка расчета для открытого поля 10 см x 10 см

Повторить проверку 1a для открытого поля размером 10 см x 10 см. Обратит внимание на то, что расчетная доза на ME на глубине d_{\max} должна составлять 1,00 сГр/ME (или, например, 1,00 Гр/мин. для излучения Co-60), если это поле соответствует опорным условиям калибровки. Рекомендуемые расстояния от оси для этого сценария составляют 3 см и 9 см.

1c) Проверка расчета для большого открытого поля размером 25 см x 25 см

Повторить проверку 1a для большого открытого поля, размер которого максимально близок к 25 см x 25 см. Рекомендуемые расстояния от оси для этого сценария составляют 9 см и 19 см.

1d) Ширина радиологического поля

Рассчитать ширину радиологического поля для всех значений глубины в проверках 1a-с. В большинстве систем планирования облучения можно рассчитать и вывести данные для профилей пучка. Анализ этих профилей может дать необходимую ширину радиологического поля.

1e) Граница пучка / Полутень

Расстояние между точками 50%-й дозы и 90%-й дозы относительно дозы на центральной оси (граница пучка/полутень) можно оценить по всем профилям, рассчитанным в проверке 1d. На это расстояние влияет моделирование полутени в процессе подгонки модели пучка и расчет вклада рассеяния в пределах поля облучения. В зависимости от энергии, это расстояние будет относиться лишь к определенной максимальной глубине.

2) Факторы выхода на глубине калибровки для открытых полей

При выполнении этой проверки факторы выхода рассчитываются в точках на глубине калибровки для диапазона размеров поля с открытыми пучками: квадратные поля с предлагаемыми размерами 3, 5, 7, 10, 15, 20, 25, 30 и 40 см. Эти данные необходимо сравнить с ранее полученными результатами измерений. Глубина точки расчета должна составлять d_{\max} , 5 см или 10 см, в зависимости от определения фактора выхода.

3) Факторы клина на глубине калибровки для модифицированных клином полей

В этой проверке те расчеты, которые были сделаны для открытых полей, повторяются для модифицированных клином полей. Диапазон размеров поля необходимо адаптировать к характеристикам клина, используемым на данном радиационном аппарате. Проверки 3 и 4a-с должны быть выполнены для клиньев, используемых при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию.

4а) Проверка правильности расчетов малого поля, модифицированного клином

Расчеты для условий, перечисленных для проверки 1а, повторяются для малого поля, размер которого максимально близок к размеру 4 см x 4 см для клиньев, используемых при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию.

4б) Проверка правильности расчетов поля размером 10 см x 10 см, модифицированного клином

Повторить проверки 4а для поля размером 10 см x 10 см для клиньев, используемых при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию.

4с) Проверка правильности расчетов большого поля, модифицированного клином

Повторить проверку 4б для большого модифицированного клином поля, размер которого максимально близок к размеру поля для клиньев, используемых при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию. Рекомендуемые расстояния от оси для сценария данного теста составляют +5 см и +13 см. Расстояние от оси выбирается таким образом, чтобы разместить точки расчета посередине между центральной осью и границей поля. При таких выбранных расстояниях за пределами поля точки расчета должны разместиться достаточно далеко от границ пучка, в спадающей части полутени.

5) Другие дозиметрические параметры

Для того чтобы охватить все возможности используемого радиационного аппарата, в СДПЛТ необходимо ввести и соответствующим образом документировать несколько дополнительных дозиметрических параметров:

- Факторы пропускания / поглощения подставок
- Размеры и факторы пропускания / поглощения блоков
- Факторы пропускания / поглощения диафрагм
- Факторы пропускания / поглощения материала деки стола.

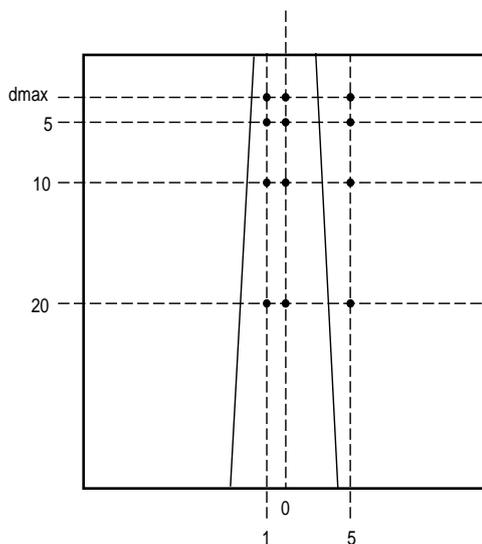
Эти дозиметрические параметры используются при испытаниях для ввода в клиническую эксплуатацию, рассматриваемых в настоящем отчете, и пользователю рекомендуется убедиться в том, что введенные данные соответствуют измеренным значениям, и что эффект влияния этих параметров на результат расчетов учитывается правильно.

Оценка и документация

Пример результатов проверки расчетов основных характеристик пучка (таблица Excel) приложен к настоящему отчету на CD-ROM. Эта таблица включает данные, рассчитанные системой СДПЛТ, измеренные данные и результаты сравнения. Второй приложенный файл Excel является чистым бланком таблицы, и он должен использоваться для документирования результатов проверки расчетов, основных характеристик пучка. При необходимости пользователь может изменить параметры процедуры сравнения в указанном бланке таблицы, чтобы адаптироваться к местным ситуациям.

Графическое представление геометрии проверок пучка

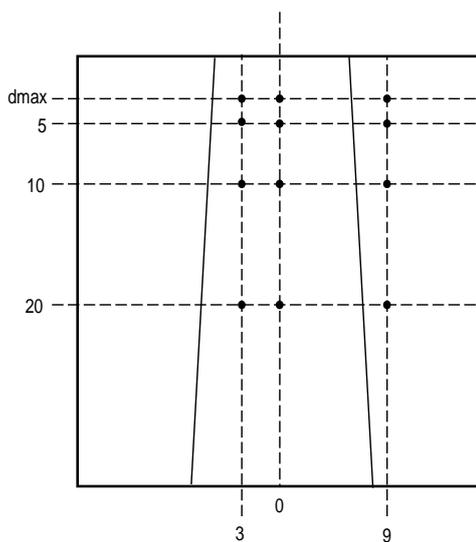
Приведенные ниже графические иллюстрации могут помочь пользователю понять местоположение точек интереса для различных описанных проверок основных характеристик пучка.



Тест 1.а

Размер поля 4 см x 4 см

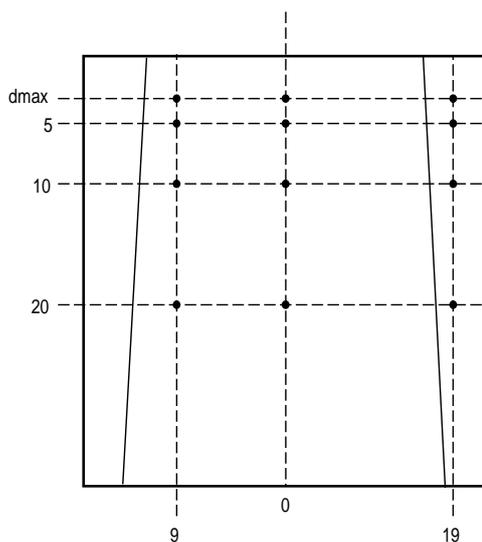
РИП = 100 см



Тест 1.б

Размер поля 10 см x 10 см

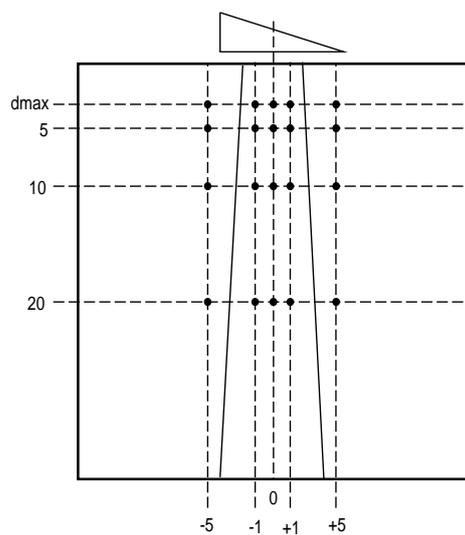
РИП = 100 см



Тест 1.с

Размер поля 25 см x 25 см

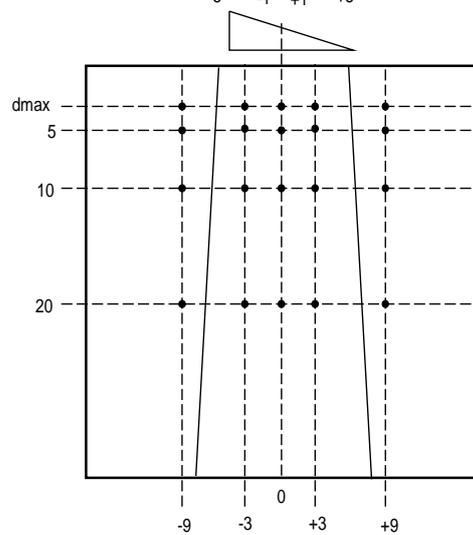
РИП = 100 см



Тест 4.а

Размер поля 4 см х 4 см

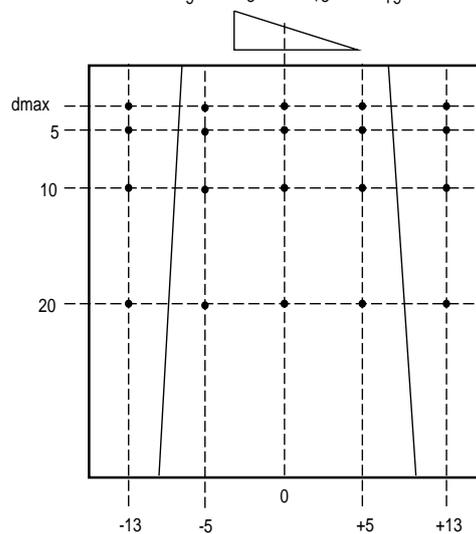
РИП = 100 см



Тест 4.б

Размер поля 10 см х 10 см

РИП = 100 см

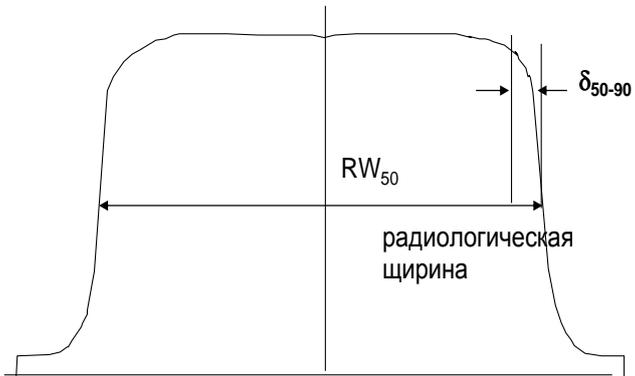


Тест 4.с

Размер поля 15 см х 15 см

РИП = 100 см

Графическое представление проверок 1d и 1e



СПРАВОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, IAEA TRS-430, IAEA, Vienna (2004).
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems, IAEA-TECDOC-1540, IAEA, Vienna (2007).
- [3] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment – Requirements for the Safety of Radiotherapy Treatment Planning Systems, REP. IEC 62083, IEC, GENEVA (2000).
- [4] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Radiation therapy committee Task Group 65, Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon BEAMS, REP. AAPM 85, AAPM (2004).

ГЛОССАРИЙ

3-D конформная терапия (3-D CRT): Конформация области высокой дозы к объему мишени в 3-D, с минимизацией дозы в нормальной ткани (реализация требует получения 3-D изображений и проведения 3-D расчетов доз).

Абсолютная доза: Доза излучения, измеряемая в единицах грей (Гр) или сантигрей (сГр).

Алгоритм: Метод, используемый для расчетов – определенные шаги, связанные с проведением расчетов.

Аппаратные средства: Компьютерное оборудование.

Бумажная копия: Отчет или графическая информация на бумажном носителе.

Ввод в клиническую эксплуатацию: Все испытания, ввод данных и контрольные проверки, необходимые для подготовки системы к клиническому использованию.

Весовой вклад пучка: Доза (относительная или абсолютная), определяемая в точке нормирования каждого отдельного пучка при данных условиях. (Следует отметить, что для некоторых СДПЛТ «весовой вклад пучка» является лишь относительным показателем и не определяется так точно, как гласит данное определение).

Входные данные: Данные, необходимые для компьютерной программы.

Входные данные алгоритма: Данные, необходимые для реализации алгоритма.

Гарантия качества (ГК): Плановые и систематические действия, необходимые для обеспечения достаточной уверенности в том, что продукт или услуга отвечают заданным требованиям по качеству.

Дозиметрические данные: Измеренные дозы или распределение доз.

Документация: Компьютерный файл или печатный документ, содержащий данные или описывающий процедуры.

Допуски: Диапазон приемлемых отклонений.

Изображение: Информация в виде изображений. В данном контексте, обычно КТ-, МР- или другая диагностическая сканограмма, или оцифрованная пленка.

Испытания для ввода в клиническую эксплуатацию: Испытания СДПЛТ или расчет доз, связанные с будущим клиническим использованием системы.

Клин: Металлический клиновидный поглотитель, вводимый в пучок, назначением которого является создание градиента дозы по полю облучения. Клин может устанавливаться вручную или вводиться в пучок дистанционно механическим перемещением. Аналогичный эффект клина может быть достигнут движением одной ассиметричной диафрагмы (динамический или виртуальный клин).

Коллимация – ассиметричная диафрагма, МПД, блоки: Устройства, формирующие поле излучения в поперечной плоскости на выходе пучка из головки ускорителя или гамма-терапевтического аппарата с источником Co-60.

Контроль качества (КК): Регулирующий процесс, посредством которого фактические показатели качества измеряются и сравниваются с существующими стандартами, и, на конечном этапе, выполняются действия, необходимые для обеспечения соответствия или восстановления соответствия стандартам.

Контроль по избыточности: Подтверждение того, что два метода определения ответа дают одинаковый результат.

Контур: Замкнутая кривая, описывающая пересечение анатомической структуры (как правило) с плоскостью изображения.

Лучевая терапия с модуляцией интенсивности (ЛТМИ): Использование пучков с модулированной интенсивностью (интенсивность пучка различна в различных областях пучка). Часто пучки генерируют, используя процедуры обратного дозиметрического планирования.

Многопластинчатая диафрагма (МПД): Система радиационного аппарата для формирования поля излучения в поперечной плоскости, включающая комплект управляемых от компьютера пластин, которая позволяет создавать апертуры пучка, заданные пользователем.

Модель: Концептуальная модель для расчета доз, описания пучка, описания оборудования.

Модель пучка: Концептуальная модель, используемая для расчета распределения дозы пучка. Модель пучка является основой алгоритма, заложенного в программное обеспечение, используемое для расчета дозы.

Модернизация: Более существенное усовершенствование программного обеспечения или аппаратных средств (как правило, включающее новый функционал).

Мониторные единицы (МЕ): Численное значение, устанавливаемое на мониторе радиационного аппарата, пропорциональное интенсивности пучка излучения выходящего из системы формирования пучка. Как правило, значения МЕ калибруются для определения дозы, подведенной пациенту при опорных условиях.

Недозиметрические данные: Параметры для СДПЛТ, не связанные с распределениями доз (например, определение размера или формы поля или угловой системы координат, используемой для установки угла поворота штатива).

Неопределенность: Параметр, характеризующий разброс значений, который может быть получен при повторении измерений какого-либо конкретного показателя.

Нормирование: Изменение масштаба распределения доз для получения заданного значения в определенной «точке нормирования».

Обновление: Улучшенная версия программного обеспечения или аппаратных средств (как правило, для решения проблем).

Общее нормирование плана: Перенормировка распределения доз для подведения выбранной (абсолютной или относительной) дозы в точку нормирования плана. Примеры: заданная доза = 100%, или 1,8 Гр, или 60 Гр ... в точке нормирования плана.

Окно: При воспроизведении изображения, различие между ограничивающими численными значениями, которые представляет шкала яркости.

Опорные данные: Данные, используемые как базовые данные для проверок отдельной системы или расчетов.

Основные характеристики пучка: Характеристики пучка для квадратных полей облучения при стандартном РИП.

Относительная доза: Распределение доз, показанное в процентах относительно дозы в какой-либо конкретной точке при заданных условиях.

Передача плана облучения: Передача информации о плане облучения с системы планирования облучения на какое-либо другое устройство.

Периодические испытания по программе гарантии качества: Испытания по программе гарантии качества, выполняемые через регулярные промежутки времени.

Периферийные устройства: Компьютерные устройства, такие как принтеры, цифровые преобразователи и т.д. – в отличие от главного компьютера (центральный процессор, жесткие диски, память)

Пиксель: «Элемент изображения», 2-мерный элемент цифрового изображения.

Повторный ввод в эксплуатацию: Перепроверка показателей работы СДПЛТ после замены аппаратных средств и актуализации или модернизации программного обеспечения.

Подгонка параметров модели: Определение параметров модели расчета таким образом, чтобы результаты расчетов доз хорошо согласовались с результатами измерений.

Полутень: Область пучка, в которой видна лишь часть источника: как правило, ширина полутени определяется расстоянием от положения 80% значения до 20% значения дозы относительно дозы на центральной оси пучка.

Поправки на неоднородность: Поправки в расчете дозы, учитывающие эффекты различной плотности ткани в теле пациента. Эти поправки сводятся к расчетам водозквивалентных толщин.

Поправки на неоднородности объемной плотности: Расчеты доз с поправкой на значения плотности, заданные пользователем для определенных структур, и не основанные непосредственно на КТ-числах.

Поставщик: Компания, продающая какой-либо продукт, такой как системы СДПЛТ, программное обеспечение или аппаратные средства СДПЛТ.

Приемка: Подтверждение со стороны пользователя, что система соответствует положениям договора купли-продажи и спецификации.

Приемочные испытания: Испытания, проводимые для подтверждения того, что показатели работы системы соответствует ее закупочной спецификации.

Программное обеспечение: Компьютерные команды или программы.

Вид из фокуса пучка (BEV): Трехмерная проекция анатомии пациента и геометрии пучка видимая из фокуса источника излучения.

Профиль: В дозиметрии: доза, измеряемая вдоль линии, как правило, перпендикулярной центральной оси пучка.

Размер поля: Различные СДПЛТ (и системы облучения) определяют «размер поля» двумя способами. Некоторые системы определяют размер поля как размер поля облучения на некотором расстоянии в теле пациента, и это означает, что размер поля облучения в изоцентре изменяется с изменением положения пациента. В более современных системах, как правило, размер поля идентичен уставке диафрагмы, которая определяет размер поля в изоцентре.

Реализация алгоритма: Определенное программное обеспечение, используемое для выполнения алгоритмизированных расчетов.

Сеть: Взаимное соединение нескольких компьютеров.

Система координат: Определение исходной точки и направления координат, используемых для описания объектов.

Система дозиметрического планирования лучевой терапии (СДПЛТ): Устройство, обычно программируемая электронная система, используемая для имитационного моделирования облучения пациента в целях назначенной лучевой терапии. В настоящем контексте система дозиметрического планирования лучевой терапии (СДПЛТ) состоит, как правило, из аппаратных средств, компьютерной операционной системы, и программного обеспечения СДПЛТ.

Системное программное обеспечение: Программное обеспечение компьютерной операционной системы и соответствующее программное обеспечение, поставляемое поставщиком (драйверы и т.д.).

Срез: Плоскостное изображение.

Структура: 3-D анатомический объект, используемый в СДПЛТ, как правило, соответствующий органу или мишени облучения для лучевой терапии.

“Твердая” вода: Эпоксидоподобный материал, плотность и характеристики поглощения которого очень близки к соответствующим показателям жидкой воды. Иногда этот же термин используется для описания других подобных коммерческих продуктов (пластиковая вода, белая вода и т.д.).

Технические требования: Описание пределов, в рамках которых элемент оборудования должен работать или достигать правильного результата.

Точка нормирования плана (опорная точка изодозы): Точка (3-D координаты), в которой определяется общее нормирование плана.

Точка нормирования пучка: Точка, в которой определяется весовой вклад каждого отдельного пучка. Эта точка часто определяется в d_{max} или в изоцентре пучка.

Третичное блокирование: Защитные блоки, устанавливаемые под основной диафрагмой радиационного аппарата.

Уровень: При воспроизведении изображения на экране, численное значение, являющееся центром воспроизводимой серой шкалы.

Уставка диафрагмы: Размер поля облучения на определенном (стандартном) расстоянии для данного радиационного аппарата; как правило, это расстояние от источника до изоцентра.

Фантом: Материал, используемый для измерений дозы *in vitro*, такой как вода, или “твердая вода”, или антропоморфный фантом (схожий с человеком).

Формирование конформного поля (нацеливание проекции вдоль оси пучка): Согласование формы облучаемого поля с формой мишени в проекции вдоль оси пучка (BEV).

Цифровой преобразователь: Устройство, используемое для преобразования измеренной формы (например, контура) или изображения в цифровое описание, которое может использоваться компьютером.

Электронная плотность, относительная электронная плотность (ОЭП): Плотность электронов – это число электронов на единицу объема, а относительная плотность электронов – это плотность электронов для какой-либо конкретной среды, деленная на плотность электронов для воды. Она важна для расчета доз и, как правило, ее получают из информации КТ.

DICOM: (От английского Digital Imaging and Communications in Medicine – Получение цифровых изображений и связь в медицине). Стандартный формат файлов и протокол передачи данных для изображений (КТ, МР и т.д.).

d_{max} : Глубина от уровня поверхности, при которой глубинная доза центральной оси имеет максимальное значение.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И АКРОНИМОВ

2-D	двумерный
3-D	трехмерный
ВОО	внеосевое отношение
ГК	гарантия качества
КК	контроль качества
КЛТ	конформная лучевая терапия
КТ	компьютерная томография
ЛТМИ	лучевая терапия с модуляцией интенсивности
МЕ	мониторная единица
МПД	многопластинчатая диафрагма
МЭК	Международная электротехническая комиссия
ОРВ	отношение рассеяние-воздух
ОТВ	отношение ткань-воздух
ПГД	процентная глубинная доза
РИО	расстояние источник-ось
РИП	расстояние источник-поверхность
СДПЛТ	система дозиметрического планирования лучевой терапии
ААРМ	Американская ассоциация физиков в медицине
АР	передне-задний
BEV	вид из фокуса пучка
DICOM	формирование цифровых изображений и обмен ими в медицине
DRR	цифровая реконструкция снимков
ETAR	эквивалентное отношение ткань-воздух
РА	задне-передний
RL	правый боковой
LR	левый боковой
RW	радиологическая ширина

СОСТАВИТЕЛИ И РЕЦЕНЗЕНТЫ

Brunckhorst E.,	Эппендорфская университетская клиника, Гамбург, Германия
Gershkevitsh E.,	Северо-эстонская региональная больница, Таллин, Эстония
Ibbott G.,	Больница им. М.Д. Андерсона, Центр радиологической физики, Соединенные Штаты Америки
G. Korf,	«ГВИ онкологичи», Кейптаун, Южная Африка
Miller D.,	Медицинский центр университета Лома-Линда, Лома-Линда, Соединенные Штаты Америки
Schmidt R.,	Эппендорфская университетская клиника, Гамбург, Германия
Van Dyk J.,	Лондонский региональный онкологический центр, Канада
Velez G.,	КАБИН, Чубут, Аргентина
Welleweerd J.,	Нидерланды
Wanwilairat S.,	Больница Чиангмайского университета, Чиангмай, Таиланд
Yip F.,	Национальный институт онкологии и радиобиологии, Гавана, Куба
Vatnitsky S.,	Международное агентство по атомной энергии

Совещания по координации исследований

Вена, Австрия: 28 июня – 2 июля 2004 года, 6–10 августа 2007 года

Совещания консультантов

Вена, Австрия: 12–17 августа 2006 года



IAEA

Международное агентство по атомной энергии

№ 23

ЗАКАЗ В СТРАНАХ

В указанных странах платные публикации МАГАТЭ могут быть приобретены у перечисленных ниже поставщиков или в крупных книжных магазинах.

Заказы бесплатных публикаций следует направлять непосредственно в МАГАТЭ. Контактная информация приводится в конце настоящего перечня.

АВСТРАЛИЯ

DA Information Services

648 Whitehorse Road, Mitcham, VIC 3132, AUSTRALIA

Телефон: +61 3 9210 7777 • Факс: +61 3 9210 7788

Эл. почта: books@dadirect.com.au • Веб-сайт: <http://www.dadirect.com.au>

БЕЛЬГИЯ

Jean de Lannoy

Avenue du Roi 202, 1190 Brussels, BELGIUM

Телефон: +32 2 5384 308 • Факс: +32 2 5380 841

Эл. почта: jean.de.lannoy@euronet.be • Веб-сайт: <http://www.jean-de-lannoy.be>

КАНАДА

Renouf Publishing Co. Ltd.

Телефон: +1 613 745 2665 • Факс: +1 643 745 7660

5369 Canotek Road, Ottawa, ON K1J 9J3, CANADA

Эл. почта: order@renoufbooks.com • Веб-сайт: <http://www.renoufbooks.com>

Bernan Associates

4501 Forbes Blvd, Suite 200, Lanham, MD 20706-4391, USA

Телефон +1 800 8653457 • Факс: 1 800 865 3450

Эл. почта: orders@bernan.com • Веб-сайт: <http://www.bernan.com>

ЧЕШСКАЯ РЕСПУБЛИКА

Suweco CZ, spol. S.r.o.

KlecaKOva 347, 180 21 Prague 9, CZECH REPUBLIC

Телефон +420 242 459 202 • Факс: +420 242 459 203

Эл. почта: nakup@suweco.cz • Веб-сайт: <http://www.suweco.cz>

ФИНЛЯНДИЯ

Akateeminen Kirjakauppa

PO Box 128 (Keskuskatu 1), 00101 Helsinki, FINLAND

Телефон: +358 9 121 41 • Факс: +358 9 121 4450

Эл. почта: akatilaus@akateeminen.com • Веб-сайт: <http://www.akateeminen.com>

ФРАНЦИЯ

Form-Edit

5, rue Janssen, PO Box 25, 75921 Paris CEDEX, FRANCE

Телефон: +33 1 42 01 49 49 • Факс: +33 1 42 01 90 90

Эл. почта: fabien.boucard@formedit.fr • Веб-сайт: <http://www.formedit.fr>

Lavoisier SAS

14, rue de Provigny, 94236 Cachan CEDEX, FRANCE

Телефон: +33 1 47 40 67 00 • Факс: +33 1 47 40 67 02

Эл. почта: livres@lavoisier.fr • Веб-сайт: <http://www.lavoisier.fr>

L'Appel du livre

99, rue de Charonne, 75011 Paris, FRANCE

Телефон: +33 1 43 07 50 80 • Факс: +33 1 43 07 50 80

Эл. почта: livres@appeldulivre.fr • Веб-сайт: <http://www.appeldulivre.fr>

ГЕРМАНИЯ

Goethe Buchhandlung Teubig GmbH

Schweitzer Fachinformationen

Willstaetterstrasse 15, 40549 Duesseldorf, GERMANY

Телефон: +49 (0) 211 49 8740 • Факс: +49 (0) 211 49

Эл. почта: s.dehaan@schweitzer-online.de • Веб-сайт: <http://www.goethebuch.de/>

ВЕНГРИЯ

Librotade Ltd., Book Import

PF 126, 1656 Budapest, HUNGARY

Телефон: +36 1 257 7777 • Факс: +36 1 257 7472

Эл. почта: books@librotade.hu • Веб-сайт: <http://www.librotade.hu>

ИНДИЯ

Allied Publishers Pvt. Ltd.

1st Floor, Dubash House, 15, J.N. Heredi Marg
Ballard Estate, Mumbai 400001, INDIA
Телефон: +91 22 42126969/31 • Факс: +91 22 2261 7928
Эл. почта: arjunsachdev@alliedpublishers.com • Веб-сайт: <http://www.alliedpublishers.com>

Bookwell

3/79 Nirankari, Dehli 110009, INDIA
Телефон: +91 11 2760 1283 • Факс: +91 11 27604536
Эл. почта: bkwell@nde.vsnl.net.in • Веб-сайт: <http://www.bookwellindia.com/>

ИТАЛИЯ

Libreria Scientifica "AEIOU"

Via Vincenzo Maria Coronelli 6, 20146 Milan, ITALY
Телефон: +39 02 48 95 45 52 • Факс: +39 02 48 95 45 48
Эл. почта: info@libreriaaeiou.eu • Веб-сайт: <http://www.libreriaaeiou.eu/>

ЯПОНИЯ

Maruzen Co., Ltd.

1-9-18 Kaigan, Minato-ku, Tokyo 105-0022, JAPAN
Телефон: +81 3 6367 6047 • Факс: +81 3 6367 6160
Эл. почта: journal@maruzen.co.jp • Веб-сайт: <http://www.maruzen.co.jp>

НИДЕРЛАНДЫ

Martinus Nijhoff International

Koraalrood 50, Postbus 1853, 2700 CZ Zoetermeer, NETHERLANDS
Телефон: +31 793 684 400 • Факс: +31 793 615 698
Эл. почта: info@nijhoff.nl • Веб-сайт: <http://www.nijhoff.nl>

Swets

PO Box 26, 2300 AA Leiden
Dellaertweg 9b, 2316 WZ Leiden, NETHERLANDS
Телефон: +31 88 4679 263 • Факс: +31 88 4679 388
Эл. почта: tbeysens@nl.swets.com • Веб-сайт: www.swets.com

СЛОВЕНИЯ

Cankarjeva Založba dd

Kopitarjeva 2, 1515 Ljubljana, SLOVENIA
Телефон: +386 1 432 31 44 • Факс: +386 1 230 14 35
Эл. почта: import.books@cankarjeva-z.si • Веб-сайт: http://www.mladinska.com/cankarjeva_zalozba

ИСПАНИЯ

Diaz de Santos, S.A.

Librerias Bookshop • Departamento de pedidos
Calle Albasanz 2, esquina Hermanos Garcia Noblejas 21, 28037 Madrid, SPAIN
Телефон: +34 917 43 48 90
Эл. почта: compras@diazdesantos.es • Веб-сайт: <http://www.diazdesantos.es/>

СОЕДИНЕННОЕ КОРОЛЕВСТВО

The Stationery Office Ltd. (TSO)

PO Box 29, Norwich, Norfolk, NR3 1PD, UNITED KINGDOM
Телефон: +44 870 600 5552
Эл. почта (заказы): books.orders@tso.co.uk • (справки): book.enquiries@tso.co.uk • Веб-сайт: <http://www.tso.co.uk>

Онлайновые заказы:

DELTA International Ltd.

39, Alexandra Road, Addlestone, Surrey, KT15 2PQ, UNITED KINGDOM
Эл. почта: info@profbooks.com • Веб-сайт: <http://www.profbooks.com>

Организация Объединенных Наций (ООН)

300 East 42nd Street, IN-919J, New York, NY 1001, USA
Телефон +1 212 963 8302 • Факс: +1 212 963 3489
Эл. почта: publications@un.org • Веб-сайт: <http://www.unp.un.org>

СОЕДИНЕННЫЕ ШТАТЫ АМЕРИКИ

Bernan Associates

4501 Forbes Blvd, Suite 200, Lanham, MD 20706-4391, USA
Телефон +1 800 865 3457 • Факс: 1 800 865 3450
Эл. почта: orders@bernan.com • Веб-сайт: <http://www.bernan.com>

Renouf Publishing Co. Ltd.

812 Proctor Avenue, Ogdensburg, NY 13669, USA
Телефон: +800 551 7470 (бесплатный) • Факс: +800 568 8546 (бесплатный)
Эл. почта: orders@renoufbooks.com • Веб-сайт: <http://www.renoufbooks.com>

Заказы платных и бесплатных публикаций можно направлять непосредственно по адресу:

IAEA Publishing Section, Marketing and Sales Unit, International Atomic Energy Agency
Vienna International Centre, PO Box 100, 1400 Vienna, Austria
Телефон: +43 1 2600 22529 или 22488 • Факс: +43 1 2600 29302
Эл. почта: sales.publications@iaea.org • Веб-сайт: <http://www.iaea.org/books>

Международное агентство по атомной энергии
Вена
ISBN 978-92-0-400616-2
ISSN 2414-5181