

ТЕСТИРОВАНИЕ ПОЛНОГО ЦИКЛА ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ОБЛУЧЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ ГЕТЕРОГЕННОГО АНТРОПОМОРФНОГО ФАНТОМА

Т.А. Крылова, С.С. Хромов

Российский онкологический научный центр им. Н.Н.Блохина” Минздрава России,
Москва

Описана процедура тестирования всей цепочки терапевтического облучения, от разметки до дозиметрического планирования и доставки дозы, являющаяся частью программы гарантии качества лучевой терапии в РОНЦ им. Н.Н. Блохина. Особое внимание уделяется этапу, связанному с проверкой системы планирования при разных настройках алгоритмов расчета дозы. При создании тестовых планов меняли энергию пучков, их размеры, РИП, углы поворота гантри и углы клиновидного поля. Для исследования влияния гетерогенностей было выбрано несколько точек предписания и измерения дозы.

Ключевые слова: *лучевая терапия, тестирование полного цикла, гарантия качества, фантом CIRS*

Введение

За последние два десятилетия в техническом обеспечении лучевой терапии (ЛТ) произошел качественный скачок. Однако современные технологии, хоть и обладают возможностью реализации конформной ЛТ, нуждаются в регулярном тестировании больше, чем требовали менее прецизионные методы облучения. В ходе реализации программы гарантии качества осуществляются механические, дозиметрические, программные тесты, проверяется стабильность работы линейного ускорителя электронов (ЛУЭ), системы планирования облучения (СП), компьютерного томографа (КТ) и компьютерной сети передачи данных. Существует два подхода к осуществлению подобных тестов, которые не исключают, а лишь дополняют друг друга:

- ✓ проверка каждого звена в отдельности;
- ✓ проверка всей технологической цепочки ЛТ в целом – начиная от КТ-топометрии и заканчивая облучением [1].

Цель такого тестирования (end-to-end) состоит в определении суммарного отклонения полученного значения дозы от референсного, и

гарантии того, что необходимые процессы проходят на каждой стадии в пределах допустимых отклонений. Несоответствие заявленному критерию влечет за собой пошаговое исследование каждого этапа, который “прошел” фантом, для выяснения причины несовпадения.

Материал и методы

Тестирование end-to-end включает в себя следующие шаги: (1) сканирование фантома на КТ, (2) передача данных КТ на СП, (3) создание тестовых планов, (4) передача планов на ускоритель, (5) позиционирование фантома на лечебном столе, (6) реализация плана облучения, (7) сравнение предписанной и измеренной доз с анализом полученных результатов. Технологическая схема данного тестирования представлена на рис. 1.

Для проведения подобного тестирования в отделении лучевой топометрии и клинической дозиметрии РОНЦ им. Н.Н. Блохина использовали фантом CIRS Pelvis (рис. 2). Фантом CIRS Pelvis имеет эллиптическую форму и представляет собой анатомическую структуру, ими-



Рис. 1. Схема end-to-end тестирования

тирующую область малого таза среднестатистического человека. Корпус фантома изготовлен из пластика с водоэквивалентной электронной плотностью “твердой воды” и костных участков, отверстия для цилиндрических вставок различных плотностей (кость, мышца, жир), а также адаптерные вставки для ионизационных камер. Положение отверстий позволяет проводить проверку в наиболее интересных областях.

Возможности и преимущества подобных антропоморфных гетерогенных фантомов:

- ✓ Возможность проверки соответствия КТ-чисел электронной плотности.
- ✓ Материалы фантома эквивалентны воде и реальным тканям и органам человека.
- ✓ Возможность проведения дозиметрии ионизационной камерой и рентгеновскими или радиохромными пленками.
- ✓ Возможность проверки корректности расчета дозы алгоритмом, в том числе учета поправок на гетерогенность.

Первым этапом работы с фантомом было его сканирование на компьютерном томографе GE Lightspeed 16. При этом схема расположения вставок разных материалов и ионизационной камеры была строго определенной и в дальнейшем воспроизводилась на ЛУЭ точно в такой же конфигурации. Фантом сканировали в двух конфигурациях – с ионизационной камерой в среднем отверстии и воздушной полостью в нижнем, и наоборот. В верхнем отверстии располагались вставки с плотностью мышечной и жировой ткани.

В результате КТ-сканирования был получен набор срезов, по которым проводилась оценка соответствия чисел Хаунсфилда различным электронным плотностям. Программное обеспечение СП Eclipse позволяет узнать значение КТ-чисел в любой точке среза, а электронные плотности в этих точках были взяты из спецификации к фантому (табл. 1). Так была проверена кривая КТ-чисел, введенная в СП.

Следует подчеркнуть, что результаты измерений чисел Хаунсфилда (HU), полученные с помощью фантома CIRS, достаточны только для проверки уже существующей кривой КТ. Для ввода в СП новой кривой рекомендуется использовать фантомы с большим количеством вставок из материалов с различной плотностью.

Следующий этап работы с фантомом состоит из создания тестовых планов облучения, включающих наиболее распространенные способы позиционирования полей и их параметров. При создании планов использовали два разных алгоритма расчета дозы (Pencil Beam Convolution (PBC) и Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)). Проверка охватывала следующие аспекты:



Рис. 2. Фантом CIRS Pelvis: а – пластины фантома с отверстиями для вставки гетерогенностей и дозиметров, б – фантом в крепежном устройстве

Таблица 1

Сертифицированные справочные плотности материалов, включенные в инструкции по эксплуатации фантома CIRS

Материал	Плотность, г/см ³	Электронная плотность, см ³ ×10 ²³	Электронная плотность относительно воды	Опорное значение HU	Измеренное среднее значение HU	Измеренное стандартное отклонение
Легкое	0,21	0,69	0,207	-700	-707,6	10,8
Кость	1,60	5,03	1,506	800	850,7	17,8
Мышцы	1,06	3,48	1,042	40	46,9	13,6
Жировая ткань	0,96	3,17	0,949	-50	-63,5	20,4
Пластиковая вода (корпус)	1,04	3,35	1,003	0	-18,9	29,1

Таблица 2

Результаты тестирования алгоритма AAA: положение 1 – ионизационная камера внизу, воздушная полость по центру, положение 2 – ионизационная камера по центру, воздушная полость внизу

Алгоритм	Параметры плана		Расчетное значение дозы, сГр	Положение 1		Положение 2	
				Измеренное значение дозы, сГр	Погрешность, %	Измеренное значение дозы, сГр	Погрешность, %
AAA	Размер поля, см	10×10	200	197,6	-1,2	197,4	-1,3
	Расчетная сетка	0,1					
AAA	Размер поля, см	10×10	200	201,4	0,7	199,2	-0,4
	Расчетная сетка	0,25					
AAA без поправок	Размер поля, см	10×10	200	216,7	7,7	198,0	-1,0
	Расчетная сетка	0,25					
AAA	Размер поля, см	10×10	200	205,1	2,5	206,0	2,9
	Расчетная сетка	0,5					
AAA	Размер поля, см	30×10	200	198,5	-0,7	201,5	0,7
	Расчетная сетка	0,1					
AAA	Размер поля, см	4×4	200	204,8	1,4	204,3	2,1
	Расчетная сетка	0,1					
AAA	Размер поля, см	МЛК	200	201,2	0,6	204,7	3,2
	Расчетная сетка	0,1					

- ✓ Влияние размера расчетной сетки на работу алгоритма.
- ✓ Проверку работы различных поправок на наличие гетерогенности для алгоритма PVC.
- ✓ Работу алгоритмов с прямоугольными полями (30×10 см).
- ✓ Работу алгоритмов с малыми размерами полей (4×4 см).

Таблица 3

Результаты тестирования алгоритма РВС: положение 1 – ионизационная камера внизу, воздушная полость по центру, положение 2 – ионизационная камера по центру, воздушная полость внизу

Алгоритм	Параметры плана		Расчетное значение дозы, сГр	Положение 1		Положение 2	
				Измеренное значение дозы, сГр	Погрешность, %	Измеренное значение дозы, сГр	Погрешность, %
РВС	Размер поля, см	10×10	200	203,5	1,7	203,2	1,6
	Расчетная сетка	0,125					
РВС, EQ TAR	Размер поля, см	10×10	200	200,4	0,2	199,2	-0,4
	Расчетная сетка	0,125					
РВС без поправок	Размер поля, см	10×10	200	221,8	9,8	206,0	2,9
	Расчетная сетка	0,125					
РВС	Размер поля, см	10×10	200	204,2	2,0	204,0	2,0
	Расчетная сетка	1					
РВС	Размер поля, см	30×10	200	204,8	2,3	203,9	1,9
	Расчетная сетка	0,125					
РВС	Размер поля, см	4×4	200	198,9	-0,5	202,6	1,3
	Расчетная сетка	0,125					
РВС	Размер поля, см	МЛК	200	198,7	-0,7	202,1	1,1
	Расчетная сетка	0,125					

- ✓ Косое падение радиационного пучка при угле гантри 60°.
- ✓ Расчет полей сложной формы при использовании МЛК.
- ✓ Использование динамических (виртуальных, т.е. образованных с помощью движения одной из шторок коллиматора) клиньев различных углов и направлений.
- ✓ Различные расстояния источник–поверхность.

Перед измерениями мониторные камеры ускорителя были откалиброваны в соответствии с протоколом МАГАТЭ TRS-398 [2]. Такие параметры, как симметрия и флатность профиля, а также качество пучка были также проверены и находились в допустимых пределах.

Измерения дозы проводили с помощью ионизационной камеры типа Semiflex с дозиметром UnidosE фирмы PTW. При позиционировании фантом был смещен относительно изоцентра таким образом, чтобы ионизационная камера оказалась в изоцентре: при центральном позиционировании камеры он был смещен на 5 см по направлению к гантри, при нижнем позиционировании камеры – на 5 см по направлению к гантри и на 3 см вверх. В табл. 2–5 представлены результаты тестирования для каждого из алгоритмов и для каждого случая в отдельности.

Таким образом, было создано 40 однополюсных планов, охватывающих практически все возможные варианты конфигурации пучков фо-

Таблица 4

Результаты тестирования алгоритмов AAA и PBC при использовании виртуальных клиньев:
положение 1 – ионизационная камера внизу, воздушная полость по центру,
положение 2 – ионизационная камера по центру, воздушная полость внизу

Алгоритм	Параметры виртуального клина	Расчетное значение дозы, сГр	Положение 1		Положение 2	
			Измеренное значение дозы, сГр	Погрешность, %	Измеренное значение дозы, сГр	Погрешность, %
AAA	30° Направление OUT	200	200,4	0,2	201,8	0,9
AAA	60° Направление IN	200	202,5	1,2	199,2	-0,4
PBC	30° Направление OUT	200	203,0	1,5	202,2	1,1
PBC	60° Направление IN	200	203,5	1,7	199,2	-0,4

Таблица 5

Результаты тестирования алгоритмов AAA и PBC при угле поворота гантри 60°:
положение 1 – ионизационная камера внизу, воздушная полость по центру,
положение 2 – ионизационная камера по центру, воздушная полость внизу

Алгоритм	Параметры плана		Расчетное значение дозы, сГр	Положение 1		Положение 2	
				Измеренное значение дозы, сГр	Погрешность, %	Измеренное значение дозы, сГр	Погрешность, %
AAA	Размер поля, см	10×10	200	205,4	2,6	202,6	1,3
	Расчетная сетка	0,1					
PBC	Размер поля, см	10×10	200	199,8	-0,1	202,6	1,3
	Расчетная сетка	0,125					

тонов. Следует обратить внимание, что целесообразно проводить подобные проверки именно с проверкой каждого поля в отдельности. Если представить все поля в едином плане и измерить результирующую дозу от них, есть риск упустить неточности для отдельных случаев.

Оценка расхождений проводилась согласно рекомендациям ESTRO [3], согласно которым для полей, проходящих через гетерогенные области, а также содержащих клинья или МЛК, допустимая разница между рассчитанной и измеренной дозой равна 3 %.

Из табл. 2–5 видно, что оба алгоритма показали приемлемые результаты, за исключением тех случаев, когда планирование осуществлялось алгоритмом без учета гетерогенностей. В случаях отсутствия коррекции на гетерогенность, относительное отклонение достигало 9,8 % для PBC и 7,7 % для AAA, причем в обоих случаях детектор располагался не только за костными структурами, но и за воздушной по-

лостью. В случае же расположения камеры в центре фантома, воздушная полость, находящаяся внизу, не имела сильного влияния на расчет дозы даже при отсутствии коррекции на гетерогенность.

При расчете алгоритмом PBC доза обычно завышается в областях с низкой плотностью и вблизи границ с этими областями, так как при этом не учитывается боковое рассеяние вторичных электронов. В имеющемся фантоме больших областей с низкой плотностью (имитирующих легкие) нет, поэтому большого различия в расчете между двумя алгоритмами не наблюдалось.

Было создано еще 2 плана, согласно рекомендациям AAPM TG-119 [4] по вводу в эксплуатацию IMRT. Один из планов представлен на рис. 3. Также из этого документа были взяты контуры и максимальные дозы для каждого из объемов (табл. 6). Важно отметить, что поскольку данный комплекс тестов работы алгоритмов достаточно информативный и разно-

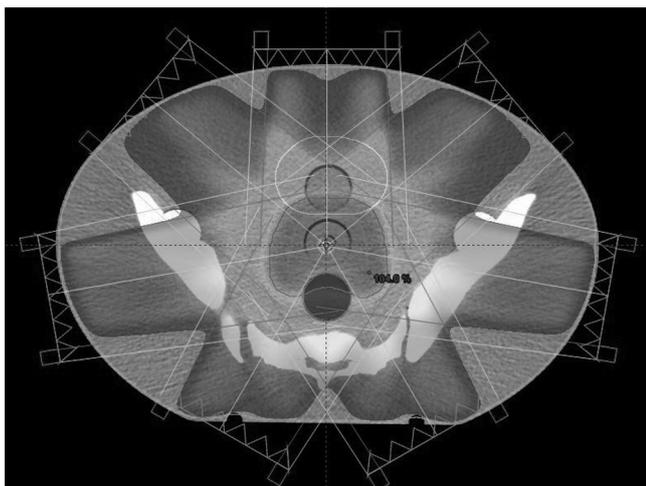


Рис. 3. Распределение дозы, полученное при IMRT

сторонний, его можно рекомендовать в качестве дополнительного теста, проводимого по окончании процедур ввода в клиническую эксплуатацию ЛУЭ, а также для включения в ежеквартальную проверку работы СП и ЛУЭ.

Выводы

Тестирование end-to-end является эффективным инструментом для проверки точности всего процесса терапевтического облучения в целом и может быть использовано на регулярной основе, а также после модернизации или замены ключевых компонент оборудования. Таким образом может быть проверена механическая и дозиметрическая точность, а также воспроизводимость. С помощью гетерогенного фантома были выявлены ограничения алгоритмов расчета дозы при определенных настройках.

Таблица 6

Параметры облучения критических органов для плана, представленного на рис. 3

Объем	Доза
Предстательная железа D_{95}	<7560 сГр
Предстательная железа D_5	<8300 сГр
Прямая кишка D_{30}	<7000 сГр
Прямая кишка D_{10}	<7500 сГр
Мочевой пузырь D_{30}	<7000 сГр
Мочевой пузырь D_{10}	<7500 сГр

Список литературы

1. Ввод в клиническую эксплуатацию систем дозиметрического планирования лучевой терапии: проведение испытаний для типовых методик дистанционного облучения. МАГАТЭ. Серия технических докладов № 1583, 2016.
2. Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. Серия технических докладов № 398. МАГАТЭ/ВОЗ, Вена, 2004.
3. AAPM. TG-119. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons: a report from AAPM Task Group 119 // Med. Phys. 2009. Vol. 34. № 11. P. 5360–5375. Русс. пер. Мед. физика. 2014. № 3(63).
4. Meijnheer B., Olszwska A., Florino C. et al. Quality Assurance of treatment Planning Systems. Practical examples for non-IMRT photon beams. ESTRO Booklet 7. Brussels, 2004. Русс. пер. АМФ-Пресс. 2011.

END-TO-END RADIATION THERAPY TEST USING HETEROGENEOUS ANTHROPOMORPHIC PHANTOM

T.A. Krylova, S.S. Khromov

N.N. Blokhin Russian Cancer Research Center, Moscow, Russia

The procedure of testing of all radiotherapy chain, from CT imaging to treatment planning and dose delivery, like a part of the quality assurance programme in the N.N. Blokhin Russian Cancer Research Center is described. Particular attention is paid to the verification of treatment planning system with different settings and dose calculation algorithms. Beam energy, field sizes, gantry rotation angles, angles of dynamic wedges were varied during the test plans creating. IMRT plans were created on the basis of the recommendations of the IAEA. Several points of prescription and dose measurement have been selected to study the influence of heterogeneities.

Key words: radiotherapy, quality assurance, CIRS phantom

E-mail: tanya_mifi@list.ru