

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ 4D КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

С.С. Хромов, Ю.Б. Быкова

Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина МЗ РФ, Москва

Для предлучевой подготовки с контролем по дыханию можно использовать данные 4D компьютерной томографии. 4D КТ позволяет получить полную картину дыхательного движения внутренних органов, однако при этом могут наблюдаться дополнительные ошибки, не свойственные сканам, полученным при осуществлении КТ без контроля дыхания. Поэтому для гарантии качества 4D КТ требуется разработка соответствующих тестов, позволяющих проверить основные свойства данной методики. В работе представлены результаты экспериментов, рекомендуемых для включения в программу гарантии качества данной технологии.

Ключевые слова: 4D компьютерная томография, контроль дыхательного движения, синхронизация

Введение

При проведении лучевой терапии значительные трудности создают экскурсии внутренних органов. Они могут быть вызваны деятельностью дыхательной, опорно-двигательной, кровеносной и пищеварительной систем. Проведено множество исследований, направленных на учет дыхательных движений. Дыхательное движение воздействует на местоположение всех видов опухолей, расположенных в грудной клетке и брюшной полости: во время вдоха объем легких увеличивается, грудная клетка смещается вперед и вверх, а органы брюшной полости под воздействием диафрагмы смещаются вниз. В частности, смещение печени и поджелудочной железы может достигать 80 мм [1, 2]. Но наиболее остро эта проблема стоит в лучевой терапии рака легкого. Если дыхательное движение не учитывать при получении изображений КТ, то в связи с тем, что различные части сканируемого объекта периодически выходят за пределы скана томографа, могут возникать артефакты, связанные с искажением объема мишени и некорректной информацией об её позици-

онировании [3]. При стандартном подходе к лучевой терапии рака легкого облучение мишени осуществляется с учетом дыхательных движений, но при этом отступы для создания объема PTV, который учитывает внутреннее движение органов, ошибки укладки и др., берутся из литературных данных. Такой метод учета дыхательных движений не является оптимальным, поскольку он приводит к чрезмерному увеличению размеров поля облучения и, следовательно, к увеличению дозовой нагрузки на нормальные ткани [4], а для части пациентов со значительными дыхательными экскурсиями такие отступы могут оказаться недостаточными, поэтому рекомендуется создавать индивидуальные для каждого пациента отступы, что возможно сделать с помощью 4D КТ.

Одна из методик, позволяющих учитывать эффекты, вызываемые дыхательным движением, называется синхронизацией по дыханию [5]. Она заключается в том, что и КТ, и облучение проводятся в определенной, наиболее подходящей части дыхательного цикла. При данной методике используется проспективное или ретроспективное (непосредственно

4D) КТ сканирование. В обеих технологиях сканирование выполняется с контролем дыхания.

Во время проспективного сканирования получение срезов осуществляется только при достижении пациентом определенного, заранее выбранного участка дыхательного цикла. Дыхание пациента отслеживается дыхательным монитором, подключенным к КТ. Таким образом, даже при свободном дыхании пациента получается скан, соответствующий выбранному гейту, т.е. интервалу времени, в пределах которого и проводится КТ-сканирование. Данная методика не дает полной картины дыхательного движения, требует тренировки и тщательного отбора пациентов.

Ретроспективная, или 4D КТ, является многообещающим методом для получения высококачественных данных КТ, позволяющих охватить весь дыхательный цикл целиком. Четырехмерные данные можно проанализировать для определения положения опухоли, диапазона ее движения и траектории по отношению к другим органам на протяжении полного цикла дыхания.

Существенным ограничением является зависимость качества полученных данных от регулярности дыхания пациента. Существует множество способов дыхательных тренировок, однако даже при этом на изображении могут наблюдаться артефакты. 4D КТ может быть осуществлена либо в спиральном режиме сканирования при малом питче (порядка 0,5), либо в аксиальном режиме с использованием дыхательного монитора, такого, как Varian RPM. В первом случае в цепочках изображений возникают разрывы, которые растут с увеличением дыхательных циклов, поэтому в настоящее время эта методика практически не используется. Во втором случае используется многосрезовый компьютерный томограф, и в каждом положении стола на один дыхательный цикл реконструируется набор из нескольких срезов, после чего стол смещается к следующему положению, где процесс повторяется. Запуск получения срезов, как и в случае проспективной КТ, осуществляется внешним дыхательным монитором.

Каждый набор срезов "привязан" к определенному участку дыхательного цикла, что позволяет осуществить ретроспективную сортировку срезов. В результате получается набор трехмерных КТ сканов, каждый из которых соответствует своему участку процесса дыхания. Вместе они формируют 4D КТ-скан, отобра-

жающий полную картину движения опухоли (рис. 1). При лучевой терапии с респираторной синхронизацией используется выборка КТ-изображений, соответствующая определенной фазе дыхания, попадающей в гейт.

Для лучевой терапии с контролем по дыханию можно использовать метод ITV [6], при котором на основании данных, полученных при проведении 4D КТ, с использованием инструмента MIP создается объем, охватывающий дыхательное движение опухоли – ITV (Internal Target Volume) [7]. Данная методика позволяет получить индивидуальные отступы для тех пациентов, которым по тем или иным причинам не показана стандартная синхронизация.

Как и другие методы, 4D КТ имеет ограничения. Как и в большинстве методов учета дыхательного движения, нерегулярность дыхательного эталона может привести к возникновению артефактов на изображениях. Объем, охватывающий движение опухоли, определяется с некоторой погрешностью, поэтому, как правило, он не соответствует реальному объему на 100 %. Это связано с тем, что процессы получения и реконструкции среза занимают конечные, ненулевые промежутки времени. Увеличение временного разрешения (при более плотной выборке участков дыхательного цикла) может уменьшить эту погрешность, но при этом дозовая нагрузка на пациента возрастет.

4D КТ является относительно новой методикой и для ее правильного использования требуется проверка основных ее характеристик.

Поскольку 4D КТ является частью предлучевой подготовки при лучевой терапии с гейтом и при других методиках, позволяющих учитывать дыхательное движение, она требует разработки специальных тестов для осуществления гарантии качества. 4D КТ, применяемая для планирования облучения с синхронизацией по дыханию, не должна искажать объемы и электронную плотность структур в отдельно взятой фазе движения. Для клинического использования методики необходимо:

1. Осуществить проверку точности привязки изображений к соответствующим участкам синусоиды дыхания.
2. Используя фантом Catphan 504, расположенный на движущейся платформе, определить среднее значение КТ-числа для каждой вставки, и его стандартное отклонение для каждой фазы движения фантома и для его

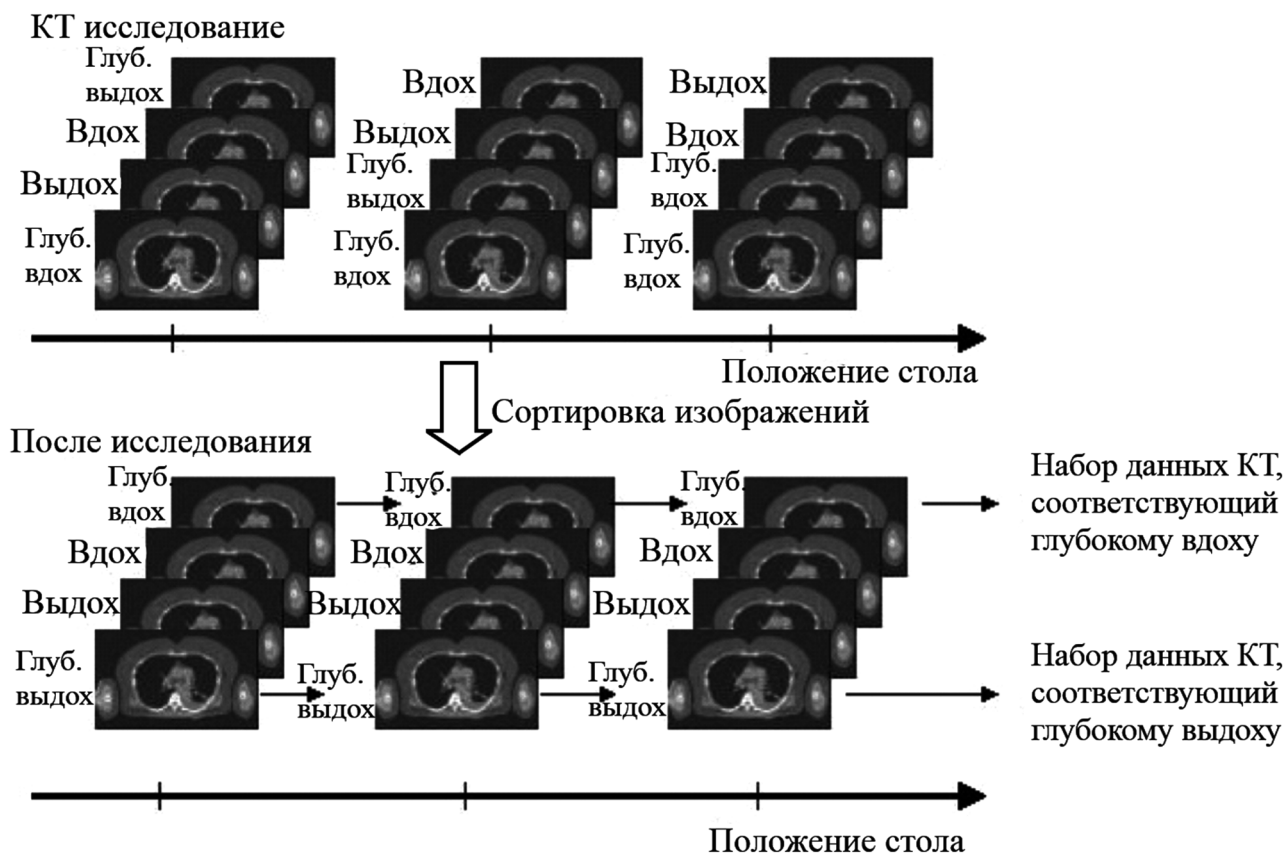


Рис. 1. Получение 4D КТ скана

статичного положения. Полученные значения сравнить с паспортными.

- Для определения точности передачи геометрических параметров сканируемого объекта рассчитать и сравнить объемы вставок, полученных при 4D сканировании движущегося фантома с теми же объемами, отсканированными в статике.

Материал и методы

Использовалась система Real-Time Position Management (RPM) версии 1.7.5. фирмы Varian, позволяющая в реальном времени отслеживать движение по внешнему сигналу. Система состоит из инфракрасной (ИК) камеры (ПЗС-матрицы), окруженной диодами и принимающей отраженное от точек маркера ИК-излучение (рис. 2а), рабочей станции RPM, контроллера RPM и маркера (рис. 2б), точки которого сделаны из материала, хорошо отражающего инфракрасное излучение, что позволяет камере отличать данные точки от других объ-

ектов. В комплект поставки входят два маркера: с двумя и с шестью отражающими точками. Маркер с двумя точками не требует дополнительной калибровки, однако он дает возможность отслеживать внешний дыхательный сиг-

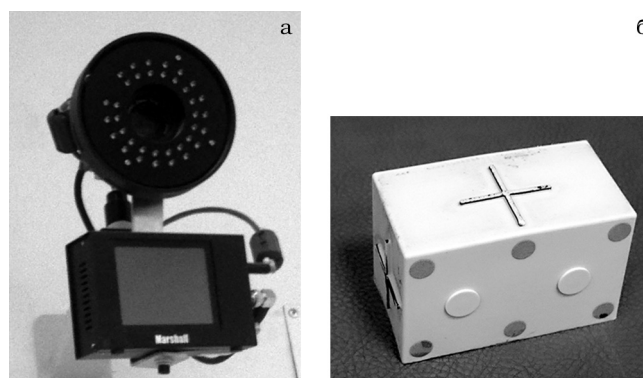


Рис. 2. а – ИК-камера системы RPM, окруженная инфракрасными диодами – источниками ИК-излучения; б – маркерная коробка системы RPM с 6-ю инфракрасными отражателями

нал только в одной плоскости. Маркер с шестью точками позволяет отслеживать смещение во всех направлениях: кранио-каудальном, передне-заднем и латеральном. Маркер устанавливается на теле пациента, как правило, на область между пупком и мечевидным отростком. Он отражает ИК-излучение от диодов, и отраженный сигнал отслеживается в реальном времени камерой. В экспериментах использовался маркер с шестью точками, позволяющий отслеживать изменения положения в пространстве в трех осях (рис. 2б).

Для осуществления сканирования в различных режимах работы КТ использовался томограф General Electric Lightspeed 16RT, обладающий следующими характеристиками: толщина срезов 0,625–10 мм, поле обзора 25 и 50 см, напряжение 80, 120, 140 кВ, токи 10–440 мА с шагом 10 мА, максимальная продолжительность спирального сканирования 120 с, время реконструкции 0,17 с.

При выполнении проверки точности сортировки изображений по фазам (их привязки к синусоиде дыхания) использовали движущийся фантом, входящий в комплект поставки системы Varian RPM и используемый для ее тестирования. Фантом состоит из вытянутого эксцентрикового колеса с периодом вращения порядка 6 с, приводимого в движение электромотором, и платформы, придавленной пружинной пластиной к колесу. Вращаясь, колесо заставляет платформу двигаться в вертикальной плоскости. На эту платформу устанавливается отражающий маркер. Для осуществления эксперимента фантом был слегка модифицирован с помощью двух малоразмерных шарикоподшипников, один из которых закреплен на оси вращения колеса, а второй – в нескольких сантиметрах от нее. Определяя относительное положение шариков на наборах данных КТ, можно получить “актуальную” фазу, то есть фазу, определяемую с помощью фантома для гарантии качества системы RPM, и сравнить ее с фактической фазой, определяемой с помощью программного обеспечения Advantage 4D. При проведении эксперимента использовали протокол для 4D сканирования (cine-mode), при напряжении на трубке 120 кВ и токе 400 мАс, толщине среза 2,5 мм (при 8 рядах детекторов за ротацию), времени ротации 0,5 с. Актуальную фазу определяли, исходя из положения линии, соединяющей ось вращения и рентгеноконтрастный объект на краю диска, относительно положения аналогичной линии для ну-

левой фазы, соответствующей началу движения. Поскольку время получения одного изображения конечно, изображение одного из рентгеноконтрастных объектов слегка размывается, в связи с чем для определения фазы использовали центр объекта, полученного на изображениях.

Для определения среднего значения и стандартного отклонения КТ-числа, а также для сравнения реальных и сканируемых объемов использовали фантом Catphan 504 (Phantom Laboratory), с помощью которого осуществляют проверку качества КТ-изображений. Фантом состоит из нескольких поперечных цилиндрических модулей, предназначенных для осуществления различных тестов. В работе использовался модуль СТР404, содержащий цилиндрические включения из различных материалов (тефлон, LDPE – low density polyethylene, PMP – polymethylpentene, полистирол, акрил, полиформальдегид), а также цилиндрические воздушные полости. Для получения контрольного скана (по которому определялись реальные объемы цилиндрических включений) модуль был отсканирован в неподвижном состоянии при толщине среза $\Delta d=2,5$ мм и времени ротации рентгеновской трубки $t_{\text{rot}}=0,8$ с. Объемы рассчитывались с помощью системы планирования Eclipse (Varian) с применением инструментов Volume of Interest и CT Ranger, позволяющих оконтурить объемы, соответствующие определенному диапазону плотностей материалов в единицах Хаунсфилда (HU). Те же инструменты применяли при расчете объемов движущегося фантома в каждой фазе в отдельности. Диапазон HU при использовании инструмента CT Ranger сохранялся постоянным как при движении, так и в стационарном положении для каждой структуры в отдельности.

При проведении 4D КТ движение фантома осуществлялось с помощью платформы фирмы Standard Imaging. На данной платформе можно задавать диапазон движения от 5 до 40 мм и время одного дыхательного цикла от 2 до 6 с шагом 0,5 с. Использовали период движения $t=6$ с, наиболее соответствующий дыхательному циклу реального пациента. Амплитуда движения составила 20 мм, как наиболее близкая к реальным клиническим условиям.

Результаты исследований

Проверка точности сортировки изображения по фазам

При параметрах, указанных выше, был получен набор изображений фантома. Сортировка изображений осуществлялась программным обеспечением Advantage 4D фирмы General Electrics. Наборы данных были разбиты на 5 %-е интервалы, фаза дыхательного цикла для удобства определялась в процентах. Определение актуальной фазы движения фантома осуществлялось средствами измерения программного обеспечения Eclipse. Данные по каждой фазе представлены в табл. 1. Как видно из табл. 1, различие между фазами не превышает 2 %, что является приемлемым значением при выбранном разбиении цикла на 5 %-е интервалы. Такое различие не должно обуславливать привязку изображения к неверному участку синусоиды дыхания.

Определение среднего КТ-числа и его стандартного отклонения для каждой фазы и каждого материала

Сравнение данных по КТ-числам для каждого из рассматриваемых образцов фантома Catphan между каждой фазой для движущегося фантома, и для фантома, отсканированного в статике, представлено на рис. 3. Полученные значения среднего КТ-числа как для статики, так и для каждой фазы движения, лежат в допустимых пределах, которые взяты из паспортных данных фантома. Однако стандартное отклонение КТ-числа для движущегося фантома в

большинстве случаев превышают таковые для фантома, отсканированного в статике.

Сравнение полученных с помощью 4D КТ объемов вставок для движущегося фантома с объемами вставок для статического фантома

С помощью программного обеспечения КТ Advantage 4D были экспортированы наборы изображений, соответствующие каждой фазе дыхательного цикла, после чего полученные данные были оцифрованы в системе планирования Eclipse (рис. 4). Там же были рассчитаны объемы вставок в статике V_{ph} (в см³). При оцифровке использовали инструмент ST Ranger, диапазоны для которого выбирали, базируясь на паспортных данных по КТ числам для модуля СТР 404 (табл. 2). Производили сканирование фантома, движущегося с амплитудой 20 мм и периодом 5 с. Время ротации трубки составляло 0,8 с. Остальные режимы по техническим причинам, связанным с повышенным износом трубки КТ, рассмотрены не были. Результаты представлены в табл. 3. Далее были рассчитаны разницы определения объемов δV_{ph} (в %) для каждого из объектов для каждой фазы (табл. 4). Как следует из проведенных расчетов, разница между фактическим и измеренным объемом может достигать 10 %.

Обсуждение и выводы

Для учета и компенсации эффектов, производимых дыхательными движениями пациента, были отработаны методики предлучевой

Таблица 1

Проверка точности сортировки по фазам

Номинальная фаза, %	Актуальная фаза, %	Различие между фазами, %	Номинальная фаза, % (продолжение)	Актуальная фаза, % (продолжение)	Различие между фазами, %
0	0	0	50	52	2
5	4	1	55	56	1
10	12	2	60	60	0
15	15	0	65	67	2
20	19	1	70	70	0
25	23	2	75	77	2
30	31	1	80	82	2
35	35	0	85	86	1
40	39	1	90	92	2
45	47	2	95	96	1

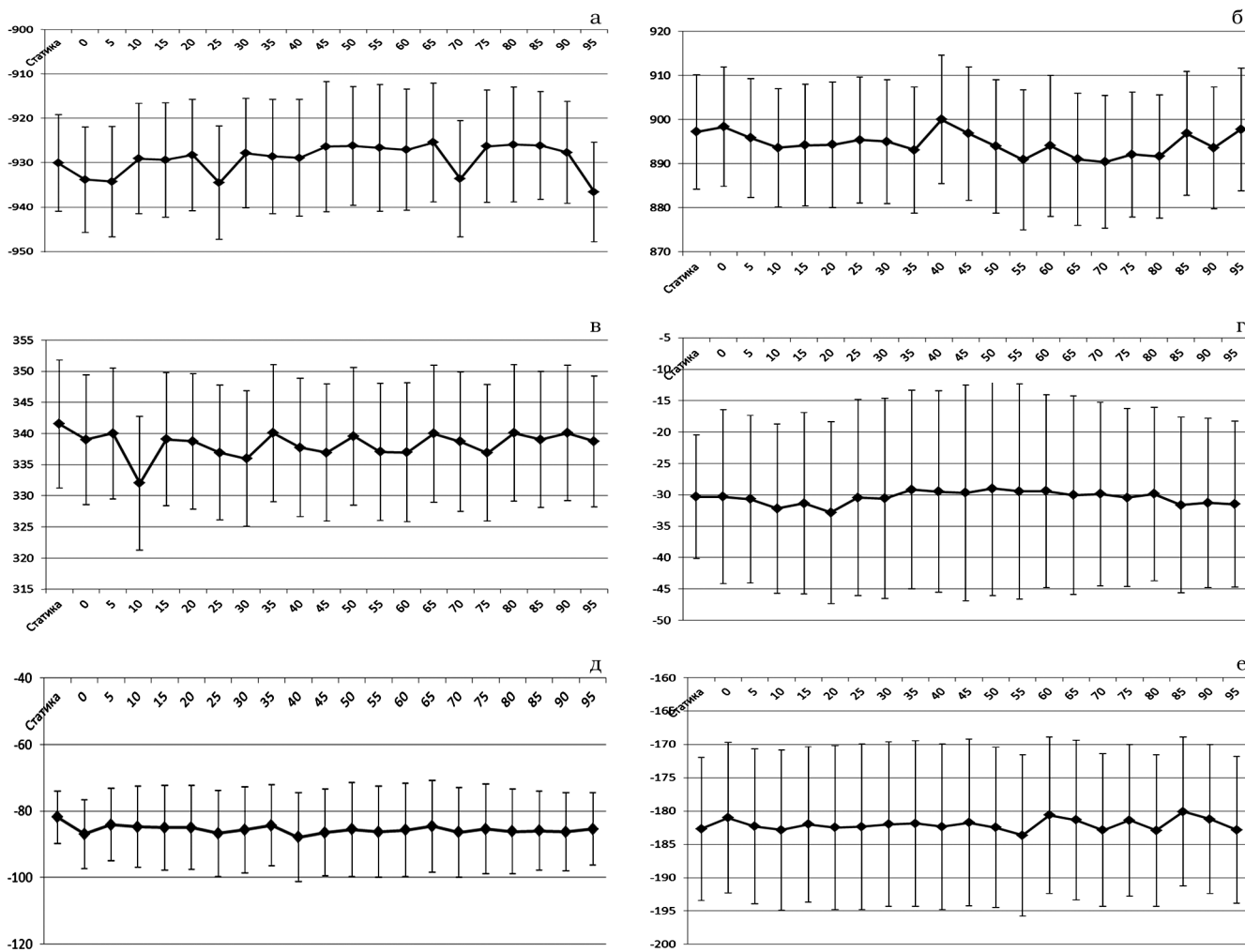


Рис. 3. Распределение средних значений КТ-числа по фазам движения: а – воздух, б – тефлон, в – полиформальдегид, г – полистирол, д – LDPE, е – PMP

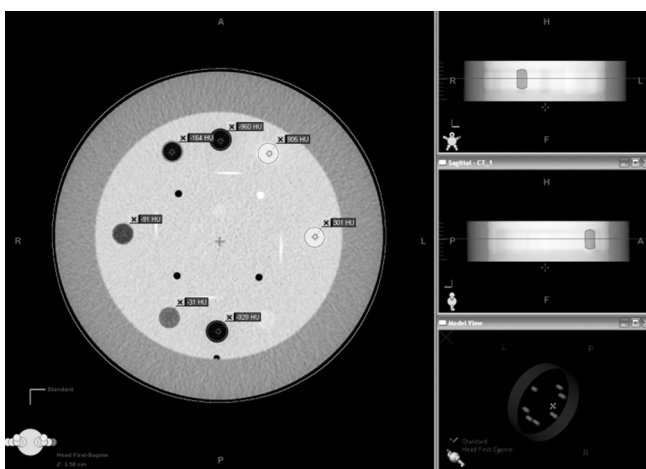


Рис. 4. Аксиальный скан модуля фантома СТР 404 в стационарном положении

подготовки и облучения пациентов при задержке дыхания с контролем с помощью системы Varian RPM, а также 4D сканирования с последующей генерацией ITV опухолей. Эти методики внедрены в клиническую практику в

Таблица 2
Диапазоны HU, по которым осуществлялось оконтуривание каждого образца

	Нижняя граница	Верхняя граница
Воздух	-1000	-853
Тефлон	948	1000
Полиформальдегид	224	413
Полистирол	-100	-28
LDPE	-151	-80
PMP	-238	-156

Таблица 3

**Данные по сканируемым объемам при амплитуде и периоде движения
20 мм и 5 сек соответственно**

Материал вставки	Фаза движения, %									
	Движение отсутствует	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Воздух	2,01	2,03	2,02	2,05	2,04	2,06	2,09	2,12	2,09	2,06
Тефлон	2,01	2,03	2,03	2,04	2,03	2,05	2,05	2,06	2,05	2,05
Полиформальдегид	1,99	2,04	2,04	2,03	2,04	2,05	2,05	2,07	2,10	2,12
Полистирол	2,01	2,04	2,03	2,05	2,05	2,05	2,07	2,09	2,09	2,07
LDPE	2,00	2,02	2,01	2,03	2,02	2,02	2,03	2,04	2,04	2,03
PMP	2,01	2,04	2,04	2,04	2,09	2,12	2,19	2,19	2,22	2,20

Материал вставки	Фаза движения, %										
	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95
Воздух	2,03	2,05	2,01	2,02	2,00	1,98	1,98	2,02	2,01	2,03	2,05
Тефлон	2,04	2,02	2,02	1,99	1,99	1,98	2,00	2,03	2,04	2,05	2,03
Полиформальдегид	2,06	2,04	2,04	2,02	2,00	2,00	1,98	2,00	2,02	2,04	2,04
Полистирол	2,04	2,03	1,99	1,98	1,97	1,97	1,98	2,00	2,00	2,02	2,03
LDPE	2,04	2,02	2,01	2,02	2,01	1,98	1,97	1,99	2,00	2,02	2,01
PMP	2,18	2,16	2,12	2,05	2,01	1,98	1,99	2,00	2,04	2,03	2,04

Таблица 4

Разницы измеряемых объемов в каждой фазе, %

	0 %	5 %	10 %	15 %	20 %	25 %	30 %	35 %	40 %	45 %
Воздух	0,8	0,5	2,1	1,7	2,5	3,8	5,6	3,9	2,6	0,9
Тефлон	1,1	0,8	1,5	1,2	1,9	1,9	2,7	1,9	1,9	1,5
Полиформальдегид	2,5	2,5	2,1	2,6	3,1	3,1	4,1	5,7	6,7	3,6
Полистирол	1,4	1,1	1,8	2,2	2,2	2,9	4	4,4	2,9	1,5
LDPE	0,9	0,6	1,3	0,9	0,9	1,3	1,9	1,9	1,6	1,9
PMP	1,3	1,6	1,7	4,2	5,4	8,8	9,2	10,4	9,6	8,3

	50 %	55 %	60 %	65 %	70 %	75 %	80 %	85 %	90 %	95 %
Воздух	2,2	0	0,4	0,4	1,3	1,3	4	0	0,9	1,7
Тефлон	0,4	0,4	1,2	0,7	1,5	0,4	0,8	1,5	1,9	0,7
Полиформальдегид	2,8	2,6	1,5	0,5	0,5	0,5	1,5	1,5	2,6	2,6
Полистирол	0,7	0,7	1,4	1,8	2,2	1,5	0,4	0,4	0,4	0,7
LDPE	0,9	0,6	0,9	3,2	9,5	1,6	0,6	0	0,9	0,6
PMP	7,5	5,4	2,1	0	1,3	0,8	0,4	1,7	0,8	1,3

Отделе радиационной онкологии РОНЦ им. Н.Н. Блохина МЗ РФ.

В связи с тем, что получение одного среза (или набора срезов) занимает конечное время, а также в зависимости от числа фаз дыхательных движений, охватываемых 4D сканом, на изображениях могут возникать артефакты, вызванные движениями, и объемы сканируемых

структур могут быть искажены. Для учета, оценки и компенсации этих эффектов был проведен ряд исследований.

Было показано, что отклонения от номинальной фазы находятся в пределах 2 %. Учитывая, что выбранное фазовое разрешение составляет 5 %, полученные результаты являются приемлемыми.

Определено среднее значение КТ-числа и его стандартное отклонение для каждой вставки фантома при каждой фазе движения и в статике. При этом значительного изменения среднего значения КТ-числа от фазы к фазе не наблюдается, и оно лежит в допустимых пределах, указанных производителем фантома. Однако значения стандартного отклонения для движущегося фантома превышают таковые для неподвижного фантома.

Для фантома известной геометрии при известных параметрах движения было показано искажение объемов вставок, вызванное движением, причем для некоторых фаз разница объемов может достигать достаточно большого значения в 10 %. На основании полученных результатов можно отметить, что для применения в клинической практике протокол сканирования следует оптимизировать и использовать как можно меньшее время ротации трубки и как можно большее фазовое разрешение при получении выборки изображений, приходящихся на одно положение стола.

Методика 4D-КТ, несмотря на свои преимущества, вносит ряд дополнительных ошибок, обусловленных движениями органов пациента, следовательно, для нее требуются дополнительные процедуры гарантии качества. Ее можно применять для определения ITV в полном диапазоне дыхания с целью получения полной траектории движения опухоли и в определенных фазах движения при планировании лучевой терапии с синхронизацией по дыха-

нию. Описанные здесь эксперименты рекомендуется включить в программу гарантии качества 4D компьютерной томографии.

Список литературы

1. Suramo I., Paivansalo M., Myllyla V. Cranio-caudal movements of the liver, pancreas and kidneys in respiration. // *Acta Radiol. Diagn.* (Stockh.), 1984, **25**, No. 2, P. 129–131.
2. Davies S.C., Hill A.L., Holmes R.B. et al. Ultrasound quantitation of respiratory organ motion in the upper abdomen. // *Brit. J. Radiol.*, 1994, **67**, No. 803, P. 1096–1102.
3. Быкова Ю.Б., Казанцев П.В. Изучение функциональных возможностей системы контроля дыхательного движения RPM (Varian). // *Мед. физика*, 2012, № 4(56), С. 63–64.
4. Pan T., Lee T.Y., Rietzel E. et al. 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multislice CT. // *Med. Phys.*, 2004, **31**, No. 2, P. 333–340.
5. Keall et al. The management of respiratory motion in radiation oncology. Report of AAPM Task Group 76. // *Med. Phys.*, 2006, **33**, P. 3874–3900.
6. Giraud P., Houle A. Respiratory gating for radiotherapy: main technical aspects and clinical benefits. // *Cancer/Radiotherapie*, 2006, **10**, No. 5, P. 269–282.
7. ICRU Report 62. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Supplement to ICRU Report 50, 1993.

ESTIMATING OF 4D CT IMAGE QUALITY

S. Khromov, Yu. Bykova

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

Radiotherapy with the control of breathing, requires 4D computed tomography for the pre-radiation preparation. 4D CT allows to get a complete picture of the respiratory motion of internal organs, but at the same time there may be additional errors, which are not typical for scans, obtained without breathing control. Therefore, development of appropriate tests to verify the basic properties of this technique is required for the quality assurance of 4D CT. This paper presents the results of experiments that are recommended for inclusion in the quality assurance program of this technique.

Key words: 4D computed tomography, control of respiratory motion, gating

E-mail: hsergey88@gmail.com