

ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ МИШЕНИ ПРИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕРМОПЛАСТИКОВЫХ МАСОК

А.Ю. Смыслов, В.Н. Васильев, А.В. Дыкина, А.А. Коконцев
Российский научный центр рентгенорадиологии МЗ РФ, Москва

Оценены итерфракционные смещения мишени при проведении лучевой терапии с использованием термопластиковых масок Q-Fix типа Aquaplast и Fibreplast для иммобилизации пациента. Лечение проводилось на ускорителях TrueBeam и UNIQUE с визуализацией мишени с помощью СВСТ и пары мегавольтных портальных изображений соответственно. Исследовано 78 пациентов с локализацией мишени в голове и 62 пациента с облучением простаты. Оценки погрешности позиционирования, сделанные на основе технологий визуализации СВСТ и мегавольтных портальных изображений, близки между собой. Систематическая и случайная компоненты погрешности позиционирования мишени составили $0,6 \pm 0,7$, $1,2 \pm 1,3$ и $0,7 \pm 0,9$ мм в передне-заднем, продольном и боковом направлениях при облучении головы соответственно. При облучении простаты они были равны $1,5 \pm 2,6$, $4,2 \pm 4,4$ и $3,4 \pm 5,5$ мм соответственно. На основе формулы van Herk оценены необходимые значения отступа при преобразовании CTV к PTV, которые составили 2,1–3,9 мм для головы и 5,6–13,6 мм для простаты.

Ключевые слова: лучевая терапия, иммобилизация пациента, термопластиковые маски, точность позиционирования, СВСТ, отступы, CTV, PTV, формула van Herk

Введение

Повышение степени конформности облучения патологической мишени в современной лучевой терапии приводит в то же время к возрастанию рисков неполного контроля опухоли за счет геометрической погрешности позиционирования пучков, выхода части мишени из пучка и образования “холодных” зон внутри мишени. Для статического режима конформного облучения такие эффекты возможны на краях мишени, а для технологий IMRT/VMAT – во всем объеме мишени, если не будут взаимно компенсированы неоднородности дозы, возникающие в результате модуляции пучка. Таким образом, современные методы лучевой терапии предъявляют повышенные требования к геометрической точности позиционирования пациента и мишени в его теле.

Указанная задача решается двумя способами. Для минимизации движений пациента и мишени как в пределах времени подведения одной фракции облучения (интрафракционное смещение), так и при последовательных укладках от фракции к фракции (интерфракционное смещение) применяются различные системы иммобилизации [15]. Так, для фиксации головы используются термопластиковые маски различных типов, стереотаксические рамки, а для фиксации торса – вакуумные матрацы, маски и специализированные панели для размещения пациента. Оборудование всех типов крепится на терапевтическом столе ускорителя в строго заданных положениях, обеспечивая стабильность геометрии облучения.

Дополнительный контроль положения мишени обеспечивается с помощью средств визуализации после выполнения укладки па-

пациента с последующим совмещением расчетных и измеренных цифровых изображений и внесением необходимых поправок в координаты терапевтического стола. Одним из наиболее точных методов верификации положения и формы мишени является компьютерная томография в коническом пучке (Cone Beam Computer Tomography, СВСТ), реализованная с помощью рентгеновской трубки и цифрового рентгеновского детектора, закрепленных на гантри ускорителя. Этот метод позволяет провести 3D реконструкцию и визуализацию мягких тканей, а не только костных структур, обеспечивает высокое качество получаемых изображений. При отсутствии киловольтного источника и детектора положение пациента контролируется по паре ортогональных изображений, полученных устройством портальной визуализации в мегавольтном пучке.

Целый ряд работ посвящен исследованию точности позиционирования пациента при использовании различных систем иммобилизации, оценке интер- и интрафракционных смещений мишени [1–11]. В работе [1] средствами СВСТ исследованы интерфракционные смещения при использовании термопластиковых масок MEDTEC S-типа для фиксации головы. Установлено, что смещения составили $0,5 \pm 1,5$, $-0,3 \pm 2,0$ и $0,3 \pm 1,7$ мм в боковом, продольном и передне-заднем направлении соответственно. Высокая стабильность позиционирования мишени была получена в работе [2] для масок типа Raycast-HP фирмы Orfit: смещения составили $0,75 \pm 0,6$, $0,93 \pm 0,78$ и $0,74 \pm 0,53$ мм соответственно в указанных выше направлениях, а медианный и средний векторы смещения были равны 1,28 и 1,59 мм. Исследование [3] трех типов масок Posifix с фиксацией только головы или головы и плеч показало, что случайная и систематическая погрешность положения мишени близки между собой и составляют 1,8 мм в области головы и 2,8 мм в области плеч. В работе [4] при стереотаксическом облучении с фиксацией масками ScotchCast Plus было получено среднее смещение изоцентра 1,8 мм при среднеквадратичном отклонении 1,4 мм. Близкие значения получены и в работе [5] для масок типа ScotchCast: средние смещения были равны $0,35 \pm 0,41$, $1,22 \pm 0,25$ и $-0,74 \pm 0,32$ мм в боковом, передне-заднем и продольном направлении соответственно, а общая погрешность положения мишени была равна $1,80 \pm 0,60$ мм.

Приведенные данные позволяют сделать вывод о высокой эффективности термопласти-

ческих масок различных фирм-изготовителей для иммобилизации головы. Однако информации по точности фиксации масками органов таза, в частности, при облучении простаты, недостаточно. Данная локализация имеет существенно большие возможности смещения как мишени, так и органов риска, менее жесткую привязку мишени к костным структурам, а также позволяет использовать различные варианты укладки и иммобилизации пациента, сравнительные достоинства и недостатки которых являются предметом исследований.

В настоящей работе исследована статистика интерфракционных смещений мишени при облучении головы и простаты на ускорителях TrueBeam и UNIQUE с использованием для иммобилизации пациентов термопластиковых масок Q-Fix. В качестве средства контроля положения пациента и мишени применялись КТ в коническом пучке и пара ортогональных цифровых изображений в мегавольтном пучке соответственно. Оценены систематические и случайные компоненты погрешности позиционирования мишени для каждой локализации, на их основе рассчитаны необходимые значения отступа (margins) для перехода от CTV к PTV, проведено сравнение с отступами, используемыми в настоящее время при планировании лучевой терапии в РНЦРР МЗ РФ.

Материал и методы

Облучение пациентов проводилось с использованием технологии IMRT на ускорителях TrueBeam и UNIQUE (Varian Medical Systems). Для процедуры визуализации использовались системы СВСТ и портальный детектор в мегавольтном пучке соответственно. Технология СВСТ позволяет производить реконструкцию срезов пациента на рабочей станции ускорителя TrueBeam, совмещать полученные результаты с первоначальными данными КТ, которые использовались для планирования облучения (система планирования Eclipse версия 10.0.34), а затем рассчитывать и вносить поправки в положение терапевтического стола. Технология портальной визуализации (PV) позволяет получать два ортогональных снимка, совмещать их с соответствующими цифровыми изображениями из плана облучения и проводить расчет необходимых сдвигов терапевтического стола.

На ускорителе TrueBeam в качестве источника киловольтного излучения использова-

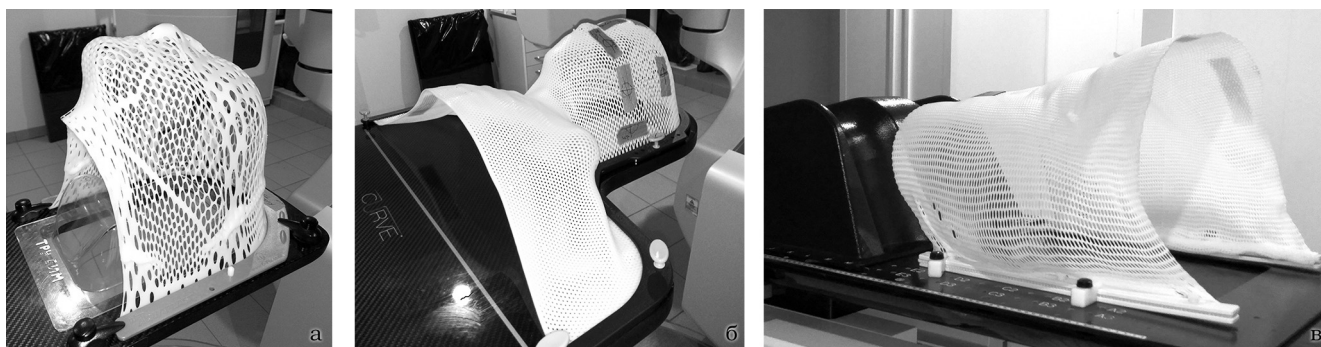


Рис. 1. Использование термопластиковых масок Q-Fix: а – маски для головы типа U с панелью AccuFix Cantilever Board; б – маски для головы типа S с панелью CURVE; в – маски для таза с панелью RT-4526S и подколennым фиксатором

лась рентгеновская трубка GS-1542 мощностью 2 кВт. Рабочее напряжение на трубке в режиме СВСТ при исследовании головы составляло 100 кВ, таза – 125 кВ. Для регистрации проекционных изображений использовался цифровой рентгеновский детектор RaXScan 4030SB на основе аморфного кремния с разрешением 1024×768 пикселей, размером активной области $29,1 \times 40,5$ см. Данная система визуализации также может использоваться и для получения двух ортогональных проекционных снимков, однако технология СВСТ более совершенна и предоставляет большие возможности для контроля положения пациента.

На ускорителе UNIQUE было установлено только устройство портальной визуализации Image Acquisition System 3 aS1000 с программным обеспечением PortalVision, которое использовалось для контроля положения пациента и мишени. Мегавольтная система получения изображений имела размер чувствительной области детектора $30,1 \times 40,1$ см, матрицу с разрешением 1024×768 пикселей и размером пиксела 0,392 мм.

Для иммобилизации пациентов в процессе всего курса лечения использовались термопластиковые маски Q-Fix разного типа. Иммобилизация головы проводилась с помощью перфорированных масок Aquaplast и Fibreplast (с кевларовым усилением) толщиной 2,4 мм типов U и S, которые крепились к углепластиковым панелям AccuFix Cantilever Board и CURVE соответственно, устанавливаемых непосредственно на деке терапевтического стола ускорителя. Маски типа U являются базовым иммобилизирующим приспособлением для головы и имеют 4 точки фиксации (рис. 1а). Маски типа

S захватывают плечи и имеют 5–9 точек фиксации (рис. 1б).

При облучении простаты для фиксации таза использовались неперфорированные маски Aquaplast с боковыми креплениями и паховым замком толщиной 3,2 мм, колени пациента фиксировались с помощью подколennика на специализированной углепластиковой панели RT-4526S, к которой крепилась и маска (рис. 1в).

При первой укладке пациент фиксировался на терапевтическом столе с помощью указанных выше средств иммобилизации. Метки, нанесенные на кожу пациента при его первоначальной разметке на КТ, совмещались с перекрестием пучков лазеров ускорителя. Далее, в соответствии с рассчитанными системой планирования смещениями стола, изоцентр облучения мишени совмещался с изоцентром терапевтической установки, проводилась визуализация мишени, совмещение расчетных и измеренных цифровых изображений (matching), расчет и реализация поправок смещения стола по каждой из координат. Полученное положение изоцентра считалось базовым и отмечалось новым набором кожных меток. При последующих укладках начальное положение стола устанавливалось по этим меткам, и смещения, полученные в процессе последующих визуализаций, отсчитывались от этого базового положения. Таким образом, смещения мишени при первой укладке существенно отличались от последующих. В связи с этим данные первых укладок были исключены из дальнейшего анализа.

Данные о проведенных сеансах лечения извлекались из медицинской информационной системы Aria с помощью программы Offline

Таблица 1

Характеристики группы пациентов для анализа смещений мишени

Исходные данные	Голова	Простата
Количество пациентов	78	62
Количество пациентов с СВСТ (TrueBeam)	53	23
Количество пациентов с PV (UNIQUE)	25	39
Количество фракций с визуализацией	576	386
Количество фракций с СВСТ (TrueBeam)	450	212
Количество фракций с PV (UNIQUE)	126	174
Среднее количество фракций с визуализацией на пациента	7,38	6,23
Среднее количество фракций с СВСТ на пациента	8,49	9,22
Среднее количество фракций с PV на пациента	5,04	4,46

Review. Поскольку во время проведения лечения рассматриваемой группы пациентов протокол укладки и визуализации в РНЦРР находился в стадии формирования, в выборку для дальнейшего анализа включались только данные пациентов, которые полностью соответствовали этому протоколу и имели более трех фракций IGRT за курс лечения.

Окончательное число пациентов, представленных в исследовании, составило 140 человек: 78 чел. с облучением головы и 62 чел. с облучением простаты, подробные данные приведены в табл. 1. Все пациенты проходили обязательную процедуру верификации плана облучения [12].

Для каждой процедуры визуализации пациента из исследуемой выборки рассчитывались систематическая и случайная компонента смещения изоцентра относительно меток первоначальной укладки. Ошибка позиционирования по каждой из трех координат определялась разницей в реальном положении мишени, измеренном в результате процедуры визуализации и совмещения изображений, и ожидаемом положении, обозначенном кожными метками после первой укладки, как показано выше. Рассматривались несколько компонент погрешности, относящихся либо индивидуально к каждому из пациентов, либо к группе пациентов с одинаковой локализацией мишени и технологией лечения – в этом случае она называлась погрешностью по популяции. Подробное описание всех компонент погрешности позиционирования мишени дано в работе [13].

Индивидуальная средняя погрешность укладки пациента представляет собой систематическую компоненту смещения мишени и рассчитывается в виде:

$$m_{ind} = \frac{\sum_{i=1}^n \Delta_i}{n}, \quad (1)$$

где Δ_i – погрешность позиционирования в i -й фракции данного пациента, определенная в процессе визуализации мишени; n – общее число фракций с IGRT для данного пациента.

Средняя погрешность укладки по популяции рассчитывается на основе индивидуальных погрешностей укладки пациентов как

$$M_{pop} = \frac{\sum_{k=1}^P m_k}{P}, \quad (2)$$

где m_k – индивидуальная средняя погрешность k -го пациента; P – общее число пациентов в рассматриваемой популяции.

Систематическая погрешность позиционирования по популяции определялась как среднеквадратичное отклонение средних индивидуальных ошибок m_k относительно M_{pop} в виде:

$$\Sigma_{setup} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^P (m_k - M_{pop})^2}{P-1}}. \quad (3)$$

Случайные компоненты погрешности (т.е. неопределенности) позиционирования мишени, индивидуальной и по популяции, определялись следующим образом:

$$\sigma_{ind} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\Delta_i - m)^2}{n-1}}, \quad (4)$$

$$\sigma_{setup} = \frac{\sum_{k=1}^P m_k}{P}. \quad (5)$$

Формулы (1)–(5) применялись к смещениям по каждой из трех координат перемещения пациента. Групповые параметры (по популяции) рассчитывались по двум группам пациентов с локализацией мишени в голове и простате. Между результатами, полученными для масок Aquarplast и Fibreplast, а также для масок типа U и S не было обнаружено статистически значимых различий (для имеющегося количества измерений), поэтому все данные для иммобилизации головы обрабатывались как единый набор.

Результаты и их обсуждение

На рис. 2 и 3 представлены графики распределения корректирующих сдвигов по каждой из осей для всех пациентов выборки по отдельности для каждой из систем визуализации соответственно при облучении головы и простаты. Результаты расчета систематической и случайной компоненты погрешности позиционирования для головы приведены в табл. 2. Анализ полученных результатов показывает, что обе компоненты слабо зависят от используемой технологии визуализации мишени. В связи с этим имеется возможность рассчитать и использовать для обоих ускорителей единые оценки погрешности позиционирования и, соответственно, единые отступы для преобразования СТV в РTV.

Максимальная погрешность позиционирования при облучении головы получена в продольном направлении (CC), ее систематическая компонента составила около 1,1–1,3 мм, а случайная компонента – 1,2–1,6 мм. Минимальная ошибка – в передне-заднем направлении (AP), ее компоненты составляли 0,7 и 1,0 мм соответственно. Во всех случаях систематическая компонента была несколько меньше случайной. Полученные значения находятся в хорошем согласии с результатами других исследований, упомянутых выше.

Средние индивидуальные смещения мишени, рассчитанные для каждого из пациентов в соответствии с формулой (1) при облучении головы показаны на рис. 4 в сечениях AP–CC и AP–LR. В распределениях не наблюдается выраженного сдвига точек (пациентов) в каком-либо из направлений, соответственно, и значения параметра M_{pop} невелики. Как отмечалось выше, не обнаружено и существенной разницы по группам пациентов, проходивших лечение на ускорителе TrueBeam и визуализацию с по-

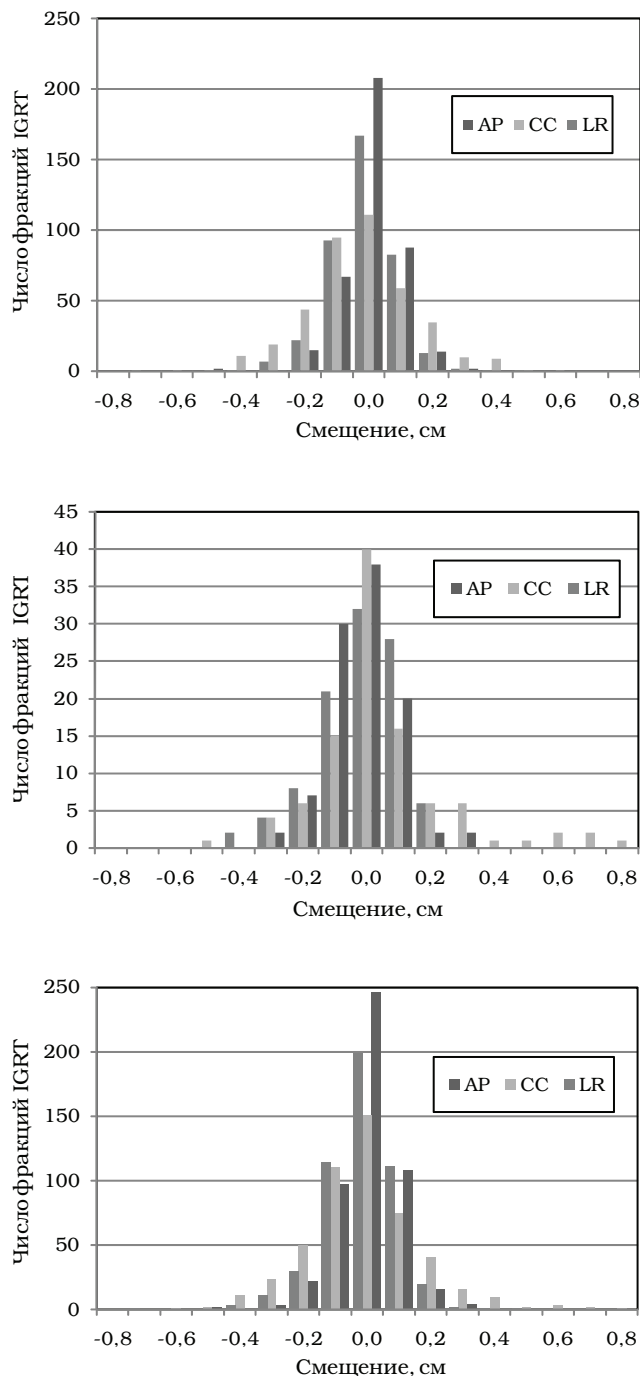


Рис. 2. Распределение индивидуальных корректирующих сдвигов при облучении головы. Направления сдвигов: AP – вертикальное, CC – продольное, LR – боковое. а – СВСТ; б – PV; в – СВСТ+PV

мощью СВСТ, и на ускорителе UNIQUE с визуализацией на портальном мегавольтном детекторе. Оба ускорителя имели терапевтический стол одинакового типа.

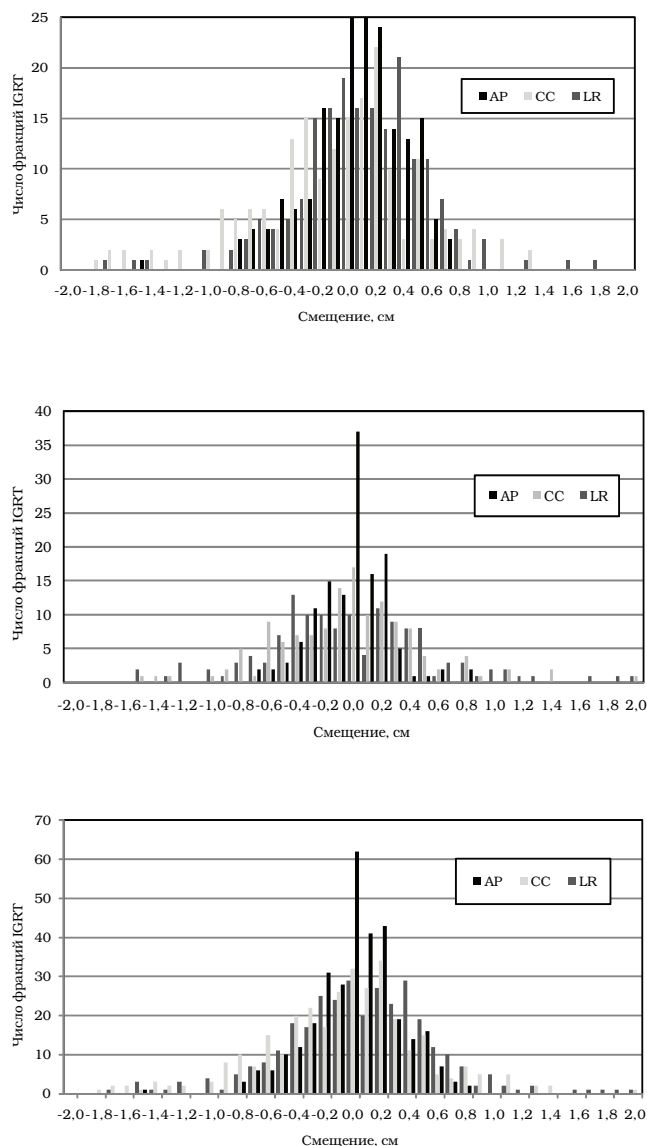


Рис. 3. Распределение индивидуальных корректирующих сдвигов при облучении простаты. Направления сдвигов: AP – вертикальное, CC – продольное, LR – боковое. а – СВСТ; б – PV; в – СВСТ+PV

Для стабилизации головы пациента внутри маски в продольном направлении было бы целесообразно использовать индивидуально формируемые капы с прикусом, жестко связанные с маской.

Результаты расчета систематической и случайной компоненты погрешности позиционирования мишени для простаты представлены в табл. 3. Как и ранее, случайная компонента погрешности несколько выше систематической. Их абсолютные значения существенно

больше, чем при облучении головы, в связи с большей подвижностью простаты относительно кожных меток. В передне-заднем направлении систематическая и случайная погрешность составляла 0,9–2,0 и 2,4–2,8 мм, в продольном 3,0–5,0 и 4,0–4,5 мм, а в боковом направлении – 1,7–3,7 и 4,6–6,1 мм соответственно.

Средние индивидуальные смещения мишени, рассчитанные для каждого из пациентов при облучении простаты в сечениях AP–CC и AP–LR, приведены на рис. 5. Максимальная случайная компонента неопределенность позиционирования в этом случае обнаружена в боковом направлении, она несколько превышает значение ошибки в продольном и существенно – в передне-заднем направлении. Данный эффект не зависит от используемого ускорителя и метода визуализации и связан, вероятно, с особенностями укладки и иммобилизации пациента.

На наш взгляд, менее жесткая фиксация пациента в боковом направлении не вызывает существенных проблем с планированием и реализацией облучения, т.к. прилегающие к мишени основные органы риска – прямая кишка и мочевой пузырь – выделяют в качестве наиболее критичного передне-заднее направление. Именно в этом направлении как статистическая, так и систематическая компоненты погрешности позиционирования мишени минимальны.

На основе полученных оценок были рассчитаны отступы, необходимые для перехода от СТВ к РТВ при планировании лучевой терапии. Для этого использовалась вероятностная модель облучения мишени при наличии геометрических ошибок, представленная van Herk в работе [14], на основе которой необходимые отступы по каждой из координат рассчитывались в виде $m=2,5\sigma+0,7\sigma$, где Σ и σ – систематическая и случайная компоненты погрешности. Результаты расчетов представлены в табл. 4.

Полученные величины отступов при локализации мишени в голове оказались близки к значениям, используемым при планировании лучевой терапии в РНЦРР в настоящее время. Таким образом, результаты исследований подтверждают обоснованность применения отступов такого размера.

В то же время отступы для простаты превышают используемые значения по двум направлениям смещения – продольному и поперечному, и должны быть увеличены до 13,6 и

Таблица 2

Погрешность позиционирования мишени при облучении головы в передне-заднем (AP), продольном (CC) и боковом (LR) направлении при использовании систем визуализации СВСТ (TrueBeam) и Portal Vision (UNIQUE)

Технология	Параметры	AP, см	CC, см	LR, см
СВСТ	M	0,005	-0,020	-0,006
	Σ	0,061	0,109	0,064
	σ	0,060	0,121	0,081
PV	M	-0,026	0,032	-0,031
	Σ	0,068	0,129	0,074
	σ	0,100	0,156	0,112
СВСТ+PV	M	-0,005	-0,003	-0,014
	Σ	0,064	0,118	0,068
	σ	0,073	0,132	0,091

Таблица 3

Погрешность позиционирования мишени при облучении простаты в передне-заднем (AP), продольном (CC) и боковом (LR) направлении при использовании систем визуализации СВСТ (TrueBeam) и Portal Vision (UNIQUE)

Технология	Параметры	AP, см	CC, см	LR, см
СВСТ	M	0,026	-0,064	0,130
	Σ	0,201	0,498	0,173
	σ	0,281	0,424	0,462
PV	M	-0,027	-0,076	0,055
	Σ	0,091	0,308	0,373
	σ	0,241	0,450	0,608
СВСТ+PV	M	-0,007	-0,072	0,083
	Σ	0,154	0,421	0,341
	σ	0,255	0,440	0,554

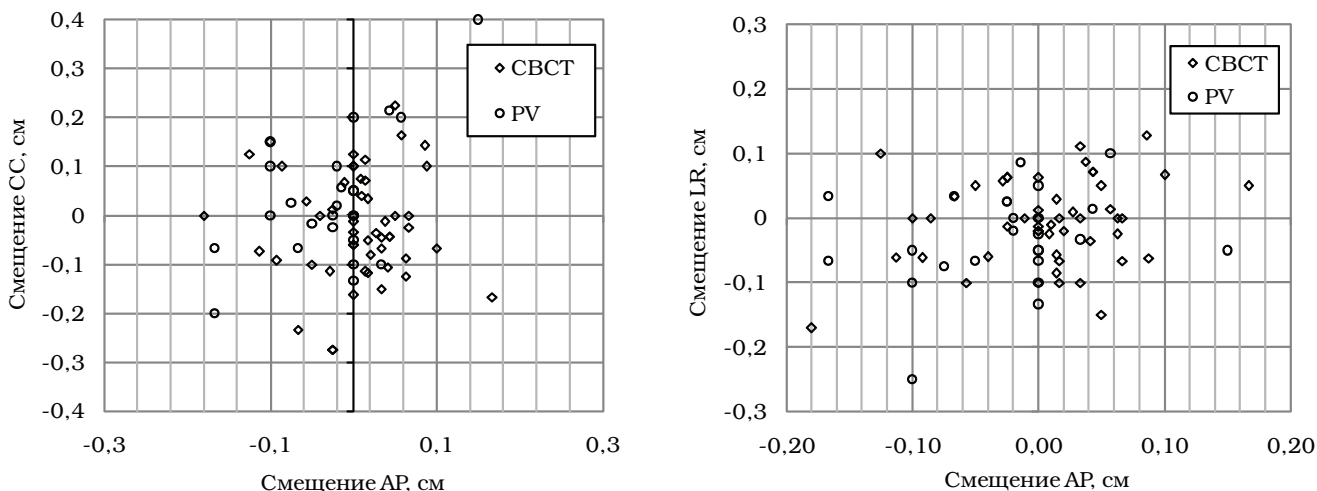


Рис. 4. Индивидуальные систематические погрешности при облучении головы

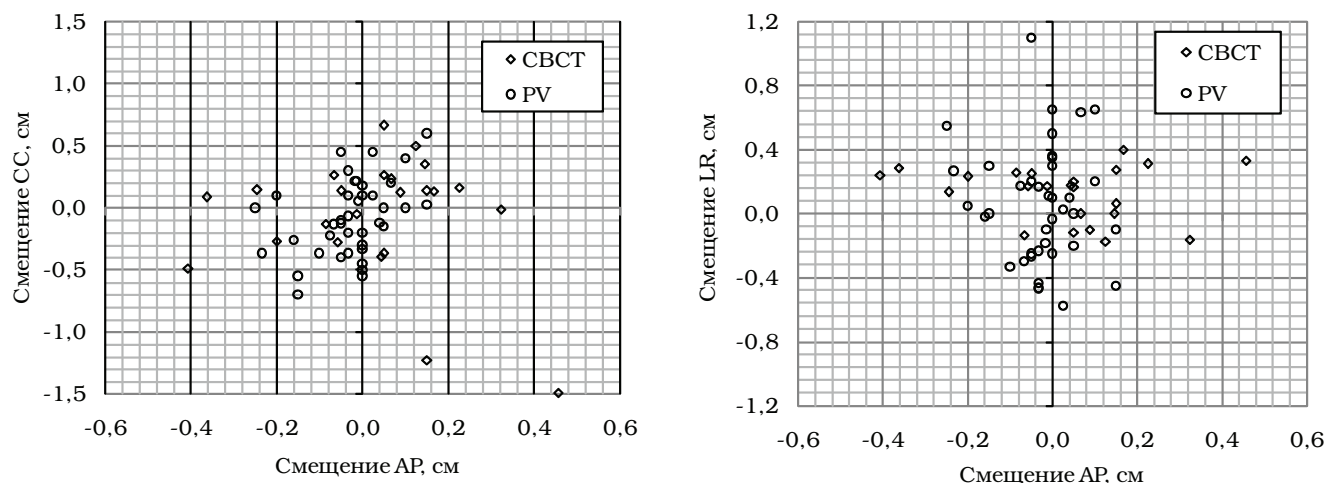


Рис. 5. Индивидуальные систематические погрешности при облучении простаты

12,4 мм соответственно для обеспечения надежного покрытия мишени областью высокой дозы.

Заключение

Исследована статистика интерфракционных смещений мишени при облучении головы и простаты на ускорителях TrueBeam и UNIQE с использованием для иммобилизации пациентов термопластиковых масок Q-Fix. Сделаны расчеты случайной и статистической компонент погрешности позиционирования мишени и рассчитаны значения отступов при переходе от CTV к PTV. Значения погрешности для указанных локализаций на одном и том же типе стола при использовании СВСТ и пары мегавольтных изображений на PV близки между собой и могут быть объединены при обработке.

Максимальная погрешность позиционирования при облучении головы получена в продольном направлении, ее систематическая компонента составила около 1,1–1,3 мм, а случайная – 1,2–1,6 мм. Минимальная погрешность – в передне-заднем направлении, ее ком-

поненты составляли 0,7 и 1,0 мм соответственно.

При облучении простаты в передне-заднем направлении систематическая и случайная ошибка составляла 0,9–2,0 и 2,4–2,8 мм, в продольном 3,0–5,0 и 4,0–4,5 мм, а в боковом направлении – 1,7–3,7 и 4,6–6,1 мм соответственно. Во всех случаях систематическая компонента несколько меньше случайной.

На основе формулы van Herk были рассчитаны значения отступов, необходимых для преобразования CTV к PTV. При облучении головы они составили 2,1–3,9 мм и близки к значениям, используемым в настоящее время, при облучении простаты – 5,6–13,6 мм.

Список литературы

- Qi X.S., Hu A.Y., Lee S.P. et al. Assessment of interfraction patient setup for head-and-neck cancer intensity modulated radiation therapy using multiple computed tomography-based image guidance // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2013. Vol. 86. № 3. P. 432–439.

Таблица 4

Отступы для преобразования CTV в PTV, полученные на основе анализа смещений

Локализация мишени	Отступы для СВСТ, см			Отступы для PV, см			Отступы для СВСТ&PV, см		
	AP	CC	LR	AP	CC	LR	AP	CC	LR
Голова	0,19	0,36	0,22	0,24	0,43	0,26	0,21	0,39	0,23
Простата	0,70	1,54	0,76	0,40	1,08	1,36	0,56	1,36	1,24

2. Fuss M., Salter B.J., Cheek D. et al. Repositioning accuracy of a commercially available thermoplastic mask system // *Radiother. Oncol.* 2004. Vol. 71. № 3. P. 339–345.
3. Gilbeau L., Octave-Prignot M., Loncol T. et al. Comparison of setup accuracy of three different thermoplastic masks for the treatment of brain and head and neck tumors // *Radiat. Oncol.* 2001. Vol. 58. № 2. P. 155–162.
4. Hamilton R.J., Kuchnir F.T., Pelizzari C.A. et al. Repositioning accuracy of a noninvasive head fixation system for stereotactic radiotherapy // *Med. Phys.* 1996. Vol. 23. № 11. P. 1909–1917.
5. Karger C.P., Jaekel O., Debus J. et al. Three-dimensional accuracy and interfractional reproducibility of patient fixation and positioning using a stereotactic head mask system // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2001. Vol. 49. № 5. P. 1493–1504.
6. Van Kranen S., van Beek S., Rasch C. et al. Setup uncertainties of anatomical sub-regions in head-and-neck cancer patient after offline CBCT guidance // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2009. Vol. 73, № 5. P. 1566–1573.
7. Linthout N., Verellen D., Tournel K., Storme G. Six dimensional analysis with daily stereoscopic x-ray imaging of intrafraction patient motion in head-and-neck treatments using five points fixation masks // *Med. Phys.* 2006. Vol. 33. № 2. P. 504–513.
8. Boda-Heggemann J., Walter C., Rahn A. et al. Repositioning accuracy of two different mask systems-3D revisited: Comparison using true 3D/3D matching with conebeam CT // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006. Vol. 66. № 5. P. 1568–1575.
9. Tsai J.S., Engler M.J., Ling M.N. et al. A non-invasive immobilization system and related quality assurance for dynamic intensity modulated radiation therapy of intracranial and head and neck disease // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1999. Vol. 43. № 2. P. 455–467.
10. Willner J., Flentje M., Bratengeier K. CT simulation in stereotactic brain radiotherapy analysis of isocenter reproducibility with mask fixation // *Radiother. Oncol.* 1997. Vol. 45. № 1. P. 83–88.
11. Tryggestad E., Christian M., Ford E. et al. Inter- and intrafraction patient positioning uncertainties for intracranial radiotherapy: a study of four frameless, thermoplastic mask-based immobilization strategies using daily cone-beam CT // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2011. Vol. 80. P. 281–290.
12. Коконцев А.А., Русецкий С.С., Смыслов А.Ю., Васильев В.Н. Сравнение методик верификации индивидуальных планов пациентов для технологии IMRT // *Мед. физика.* 2016. № 4. С. 13–23.
13. On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. – London: The Royal College of Radiologists, 2008.
14. Van Herk M., Remeijer P., Rasch C., Lebesque J.V. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2000. Vol. 47. № 4. P. 1121–1135.
15. Ратнер Т.Г., Сахаровская В.Г. Имобилизация пациента во время лучевого лечения // *Мед. физика.* 2007. № 3. С. 68–80.

TARGET SETUP ACURACY IN RADIATION THERAPY USING THERMOPLASTIC MASKS

A.Yu. Smyслов, V.N. Vasiliev, A.V. Dykina, A.A. Kokontsev
Russian Scientific Center of Roentgenology & Radiology, Moscow, Russia

Interfraction setup uncertainties for head and prostate radiation therapy were investigated using CBCT and MV–MV image pairs for target visualization and position correction. 78 head and 62 prostate patients were immobilized by the Q-Fix thermoplastic mask Aquaplast and Fibreplast and treated on TrueBeam and UNIQUE machines with intensity modulated radiation therapy. Setup error resulted from both visualization technique were close to each other. Systematic and random target setup errors were 0.6 ± 0.7 , 1.2 ± 1.3 и 0.7 ± 0.9 mm in AP, CC and LR directions for head treatment. Respective errors for prostate treatment were 1.5 ± 2.6 , 4.2 ± 4.4 and 3.4 ± 5.5 mm. CTV-to-PTV margins estimated by the van Herk formula were 2.1–3.9 mm for head and 5.6–13.6 mm for prostate treatment.

Key words: *radiation therapy, immobilization, setup errors, thermoplastic mask, CBCT, CTV–PTV margin, interfraction motion, head, prostate, immobilization, the van Herk formula*

E-mail: vnvasil57@gmail.com