

Устойчивость планов лучевой терапии к геометрическим неопределенностям при облучении пациентов с протезами высокой плотности

А.П. Жаркова,^{1,2,*} Д.А. Товмасын,^{1,2} А.П. Черняев,¹ А.В. Нечеснюк,² С.М. Варзарь,¹ А.А. Логинова²

¹Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,
физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

²Национальный медицинский исследовательский центр детской
гематологии, онкологии и иммунологии имени Д. Рогачева
Россия, 117997, Москва, ул. Саморы Машела, д. 1

(Поступила в редакцию 09.11.2023; после доработки 25.09.2024; подписана в печать 11.11.2024)

Концепция построения дополнительных отступов мишени хорошо себя зарекомендовала в области фотонной лучевой терапии и в связи с этим является общепринятым методом, обеспечивающим необходимое дозовое распределение при планировании. Однако в силу особенностей взаимодействия фотонного излучения с веществом в случае сильной неоднородности среды планирование лучевой терапии требует оценки устойчивости плана или построения плана, устойчивого к существующим погрешностям доставки дозы. В работе проведена проверка устойчивости планов лучевой терапии к геометрическим неопределенностям с использованием двух технологий облучения — CRT (conformal radiation therapy — конформная лучевая терапия) и IMRT (intensity-modulated radiation therapy — лучевая терапия с модуляцией интенсивности). Всего в анализ было включено 15 планов пациентов с металлическими протезами. Положение пациента относительно изоцентра пучков облучения геометрически смещалось, моделируя возможные ошибки при укладке пациента. Была проанализирована информация о реальных смещениях, полученных перед началом облучения — около 25 тысяч фракций облучения пациентов с разными локализациями опухолей. По результатам исследования вероятность того, что для клинического объема мишени не будет обеспечено необходимое дозовое распределение, составляет не более $0.04 \pm 0.03\%$ при использовании методики CRT и $7 \pm 4\%$ при использовании IMRT. Таким образом, CRT планы показали большую устойчивость по отношению к мишени по сравнению с IMRT планами. При необходимости использования IMRT методик при облучении пациентов с протезами требуется проявлять повышенное внимание к укладке пациента и проводить проверку плана на устойчивость.

PACS: 87.53.-j. УДК: 53.06.

Ключевые слова: лучевая терапия, геометрические неопределенности, ошибки укладки пациента, устойчивость, CRT, IMRT, протезы.

DOI: 10.55959/MSU0579-9392.80.2510701

ВВЕДЕНИЕ

При дистанционной лучевой терапии погрешности в планировании и проведении лечения могут приводить к нежелательному распределению дозы, доставляемой пациенту. К таким погрешностям относятся неточности информации изображения и программ планирования, ограниченная точность настройки пучка излучения ускорителя, ошибки укладки пациента и анатомические изменения. Таким образом, планирование лечения должно быть направлено на создание планов, устойчивых к неопределенностям [1]. В настоящее время в лучевой терапии широко используется концепция построения дополнительных отступов при облучении мишеней. CTV (clinical target volume) — клинический объем мишени, учитывающий возможное микроскопическое распространение опухоли и являю-

щийся мишенью облучения с точки зрения клинического подхода. Проблема геометрических неопределенностей, связанных с облучающей установкой, укладкой и движением органов пациента, традиционно решается с помощью расширения области облучения вокруг мишени, путем добавления вокруг CTV отступа, образующего PTV (planning target volume) — планируемый объем мишени. Устойчивый план должен удовлетворять двум условиям: во-первых, CTV должен получать предписанную дозу, несмотря на возможные ошибки; во-вторых, ограничения для нормальных тканей должны быть удовлетворены, несмотря на возможные ошибки при планировании или доставке дозы.

Планирование лечения направлено на то, чтобы PTV получил предписанную дозу. Предполагается, что, пока CTV перемещается только в пределах PTV, назначенная доза доставляется в CTV [2]. Требуемый отступ от CTV определяется величиной ошибки, в связи с чем были разработаны общие рекомендации к построению PTV [3–5]. Отчеты 50,

* E-mail: zharkova.ap18@physics.msu.ru

62, 83 Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям [6–8] также содержат рекомендации к построению CTV и PTV.

Устоявшаяся концепция построения дополнительных отступов (концепция границ CTV–PTV) основана на приближении статистического дозового облака, которое является следствием относительной нечувствительности дозового распределения фотонов мегавольтного излучения к изменениям плотности на пути пучка, т.е. незначительные изменения положения или анатомии пациента существенно не влияют на распределение дозы. С учетом этого приближения теория показывает стабильно хорошие результаты в области фотонной лучевой терапии в относительно однородной среде [9]. Исследования [4, 10] показали, что критерий дозиметрической точности $\pm 5\%$, рекомендованный Международным агентством по атомной энергии (МАГАТЭ) [11], выполняется как минимум для 90% пациентов. По данным опроса 2020 ESTRO, 97% фотонных центров Европы и Центральной Азии используют метод оптимизации на основе PTV [12], что объясняется эффективностью этого метода.

Однако если рассмотреть особенности взаимодействия фотонного излучения с сильно неоднородной средой, планирование лечения в рамках концепции PTV может дать неточные результаты. Во-первых, прохождение фотонов через вещество характеризуется коэффициентом поглощения, который зависит от свойств среды и энергии фотонов [13]. Из-за изменения коэффициента поглощения с увеличением электронной плотности доза с глубиной начинает падать быстрее, что влечет за собой уменьшение дозы за областью неоднородности с высокой электронной плотностью. Во-вторых, за счет разной плотности материалов, разной тормозной способности, а также различий в многократном рассеянии вторичных электронов в дозовом распределении возникают локальные максимумы при переходе из менее плотной среды в более плотную и минимумы при переходе из более плотной среды в менее плотную. Для фотонных пучков с энергиями в диапазоне от 4 до 20 МэВ, обычно используемых в лучевой терапии, величина максимума на границе раздела мягких тканей может достигать 30% [14].

Перечисленные эффекты, происходящие на границе сред с разной электронной плотностью, могут способствовать значительным изменениям в дозовом распределении при планировании в случае геометрических смещений мишени относительно пучка. Поэтому в силу особенностей взаимодействия фотонного излучения в среде с сильной неоднородностью можно предположить, что планирование лучевой терапии в этом случае требует особого внимания, а именно оценки устойчивости плана или построения устойчивого плана.

Устойчивость планов лечения может зависеть и от выбора методики облучения. IMRT-планы реализуются с использованием модуляции интенсивности пучка фотонов. Дозовое распределение строго ограничено по геометрии, и число фотонов, ко-

торые достигают тела пациента в единицу времени, моделируется в зависимости от формы мишени, положения тела пациента относительно пучка излучения и распределения плотности ткани в облучаемом объеме [15]. В силу этого IMRT-планы могут обладать меньшей устойчивостью к геометрическим смещениям, что можно объяснить особенностями самой методики, однако высокая неоднородность среды также, вероятно, может вносить свой вклад. Таким образом, даже при небольших смещениях мишени относительно поля доза, предназначенная для конкретной области с определенной плотностью, поглощается в близлежащих участках, за счет чего могут наблюдаться зоны недооблучения и переоблучения в мишени. Так при смещении пациента в область, где, согласно плану, должен располагаться протез, попадают мягкие ткани. Ввиду этого возрастает вероятность переоблучения тканей, прилегающих к протезу. Традиционная же CRT методика может показать большую устойчивость в рассмотренных клинических случаях в силу отсутствия компенсации неоднородности среды путем модуляции интенсивности излучения [16, 17].

Целью настоящей работы является исследование устойчивости CRT- и IMRT-планов к изменению положения пациента относительно изоцентра пучков в случае наличия в зоне облучения протеза высокой плотности.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Неопределенности при лучевой терапии обычно делятся на систематическую составляющую, возникающую из-за ошибок визуализации до лечения, и, следовательно, общую для всех фракций лечения, и случайную составляющую для каждой фракции, возникающую из-за ежедневных процедур позиционирования пациента [4, 18]. И больший вклад в изменение дозового распределения фотонов вносит геометрическая ошибка, которая включает в себя ошибки укладки пациента и изменение геометрии пациента в процессе лечения (например, межфракционное и внутрифракционное движение органов) [2, 9]. Именно поэтому в настоящей работе будут рассмотрены сценарии неопределенности, моделирующие геометрическое смещение мишени по трем осям: x — латеральное, y — вертикальное и z — продольное направления.

Для того, чтобы учесть вероятность каждого сценария, необходимо получить вид распределения смещений. Ввиду вычислительных требований во многих работах [1, 2, 9, 19] для анализа устойчивости планов или построения устойчивых планов использовался небольшой набор дискретных ошибок — случайных геометрических смещений мишени или выборка ошибок из нормального распределения.

Так как такой способ оценки ошибок зависит от выборки (в частности, от области облучения), в настоящей работе была проанализирована база



Рис. 1. Пример КТ пациента с протезом: синий контур — протез, зеленый контур — GTV, желтый контур — CTV, красный контур — PTV

данных ФГБУ НМИЦ ДГОИ им. Дмитрия Рогачева МЗ РФ, представляющая собой таблицу с данными о смещениях положения пациентов относительно референсного значения, полученными непосредственно перед началом лечения пациентов. Были рассмотрены несколько основных областей локализаций опухолей: голова (9265 значений), шея (263 значений), голова-шея (1024 значений), грудная клетка (3106 значений), брюшная полость (2133 значений), таз (1796 значений) и конечности (567 значений). Рассмотренные выборки значений были подвергнуты статистическому анализу, основанному на расчете частот, с которыми наблюдаются смещения в интервалах, равных 0.1 мм, в диапазоне от -10 мм до 10 мм. По результатам анализа для каждой области облучения и каждого направления смещения было построено распределение смещений и выполнена аппроксимация в OriginLab Origin 2022.

С целью проверки устойчивости к геометрическим неопределенностям были проанализированы планы 15 пациентов с металлическими протезами — материалами высокой плотности (пример изображения компьютерной томографии (КТ) на рис. 1). Доза в каждом плане была рассчитана в MIM SureCalc[®] MonteCarlo методом Монте-Карло с заданной статистической погрешностью 1% для 18 дополнительных сценариев лечения, полученных путем смещения изоцентра плана в трех направлениях (6 по x , 6 по y , 6 по z). Использовались планы с энергиями облучения 6/10 МэВ. Протезы в выбранных планах были изготовлены из титана и различных металлических сплавов (нержавеющая сталь, сплавы хрома, кобальта и т.д.). Необходимая для расчета дозы относительная электронная плотность материалов определялась в системе планирования по расширенной кривой перевода чисел Хаунсфилда (КТ чисел) в значения относительной электронной плотности. При построении PTV использовались стандартные для рассмотренных локализаций облучения (брюшная полость, таз и конечности) отступы от CTV величиной 6 мм, од-

нако эта величина может варьироваться в зависимости от клинической ситуации.

В результате были проанализированы точки ГДО (гистограммы доза-объем) D_2 , D_5 , D_{10} , характеризующие поведение максимумов дозового распределения, и точки ГДО D_{90} , D_{95} , D_{98} , характеризующие поведение минимумов дозового распределения, а также среднее значение дозы D_{mean} для таких структур, как CTV и органы риска. Для каждого из рассмотренных параметров (точек ГДО и среднего значения дозы D_{mean}) были рассчитаны относительные (в %) изменения дозы для выбранных смещений.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

Были получены распределения смещений положения пациентов для разных локализаций опухолей (голова, шея, голова-шея, грудная клетка, таз, брюшная полость, конечности). Найденные распределения имеют средний коэффициент детерминации Adj. R-square 92% с функцией Гаусса (по данным аппроксимации OriginLab Origin 2022). На рис. 2 представлены примеры полученных распределений смещений с аппроксимацией. В табл. 1 показаны стандартные отклонения для распределений смещений рассмотренных локализаций.

Полученные данные показывают, что наибольшие отклонения для большинства областей облучения происходят в направлении вдоль кушетки (направление z). Например, стандартные отклонения для области таза в направлении смещения вправо-влево и вверх-вниз равны 1.83 ± 0.05 мм и 1.91 ± 0.05 мм соответственно, а в направлении смещения вдоль кушетки 2.39 ± 0.07 мм. Наименьшие стандартные отклонения наблюдаются для области головы — стандартные отклонения составляют 0.93 ± 0.01 мм для направления смещения вправо-влево, 0.94 ± 0.01 мм для направления смещения вверх-вниз и 1.25 ± 0.01 мм для направления смещения вдоль кушетки. Это иллюстрирует

Таблица 1. Стандартные отклонения распределений смещений для разных локализаций облучения

Область	Смещения, мм		
	латеральное	вертикальное	продольное
Голова	0.94±0.01	0.95±0.01	1.25±0.01
Шея	1.30±0.09	2.32±0.21	2.10±0.16
Голова-шея	1.09±0.03	0.91±0.21	1.15±0.03
Грудная клетка	1.77±0.04	1.63±0.04	2.31±0.05
Брюшная полость	1.71±0.03	1.34±0.03	2.31±0.06
Таз	1.83±0.05	1.91±0.05	2.39±0.07
Конечности	1.69±0.08	1.89±0.08	1.90±0.07

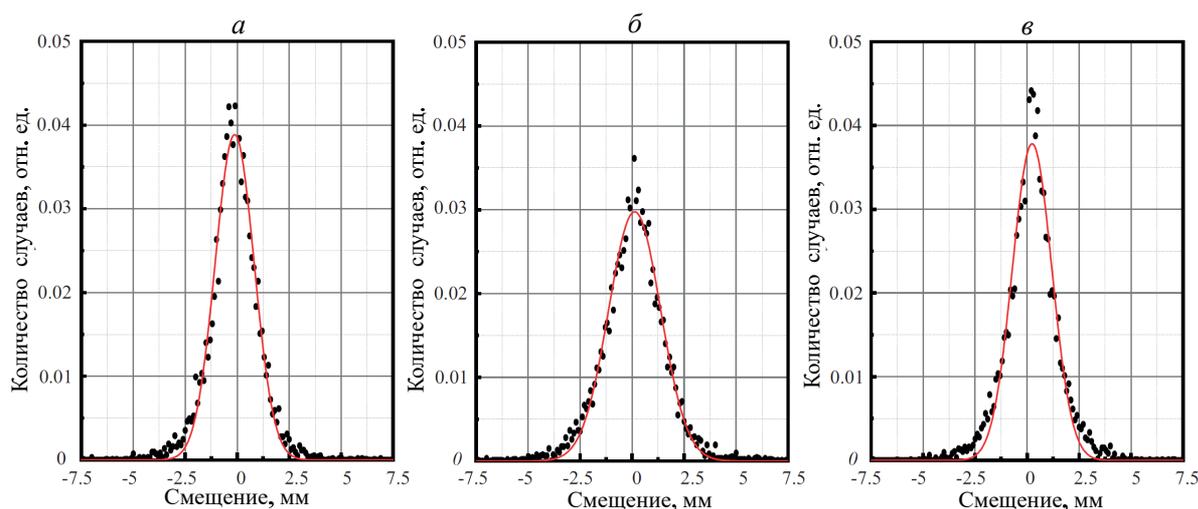


Рис. 2. Примеры распределений смещений положения пациента: голова, направление смещений: *a* — латеральное, *б* — продольное, *в* — вертикальное (точки — значения, полученные при анализе таблицы с реальными данными об укладке пациентов, красная линия — аппроксимация данных функцией Гаусса в OriginLab Origin 2022)

тот факт, что при жесткой фиксации головы с помощью термопластических масок индивидуальной формы можно добиться высокой воспроизводимости укладки пациента.

Для анализа устойчивости плана к смещениям доза в каждом плане была пересчитана для смещений на величины одного (σ), двух (2σ) и трех (3σ) среднеквадратичных отклонений в трех направлениях (x, y, z). Смещения на σ (2σ и 3σ) имеют разные значения (в мм) для различных областей облучения, но смещения, заключенные в интервале $[-\sigma; \sigma]$ (аналогично для интервалов $[-2\sigma; 2\sigma]$ и $[-3\sigma; 3\sigma]$), реализуются с одинаковой вероятностью. Следовательно, используя смещения в единицах σ , а не в абсолютных единицах, мы можем обобщить данные по всем пациентам с различными локализациями опухолей и сделать общий вывод об устойчивости планов с протезами к геометрическим неопределенностям.

Данные по 15 пациентам были разделены на две группы: CRT и IMRT (DMLC (dynamic multileaf collimation — лучевая терапия с использовани-

ем динамического многолепесткового коллиматора) +VMAT (volume-modulated arc therapy — ротационная терапия с модуляцией объема)) для оценки более устойчивой методики. Таким образом, для CRT-планов данные были усреднены по 12 случаям, а IMRT — по трем. Для каждой группы были построены зависимости дозы (а именно дозы в рассмотренных точках ГДО — $D_2, D_5, D_{10}, D_{90}, D_{95}, D_{98}$ и среднего значения дозы D_{mean}), нормированной на дозу в несмещенном положении, от смещений в единицах σ , пример которых показан на рис. 3.

Для контроля над опухолью необходимо обеспечить точность 5% при доставке дозы в объем мишени [11]. По результатам обработки данных CRT планов покрытие CTV (точка D_{98} на ГДО) остается на приемлемом уровне во всех рассмотренных сценариях неопределенности — снижение составило не более 0.5%. Для планов IMRT смещения на 3σ во всех трех направлениях и на 2σ по двум осям (x и z) не обеспечивают необходимое дозовое распределение для CTV. Также для IMRT планов харак-

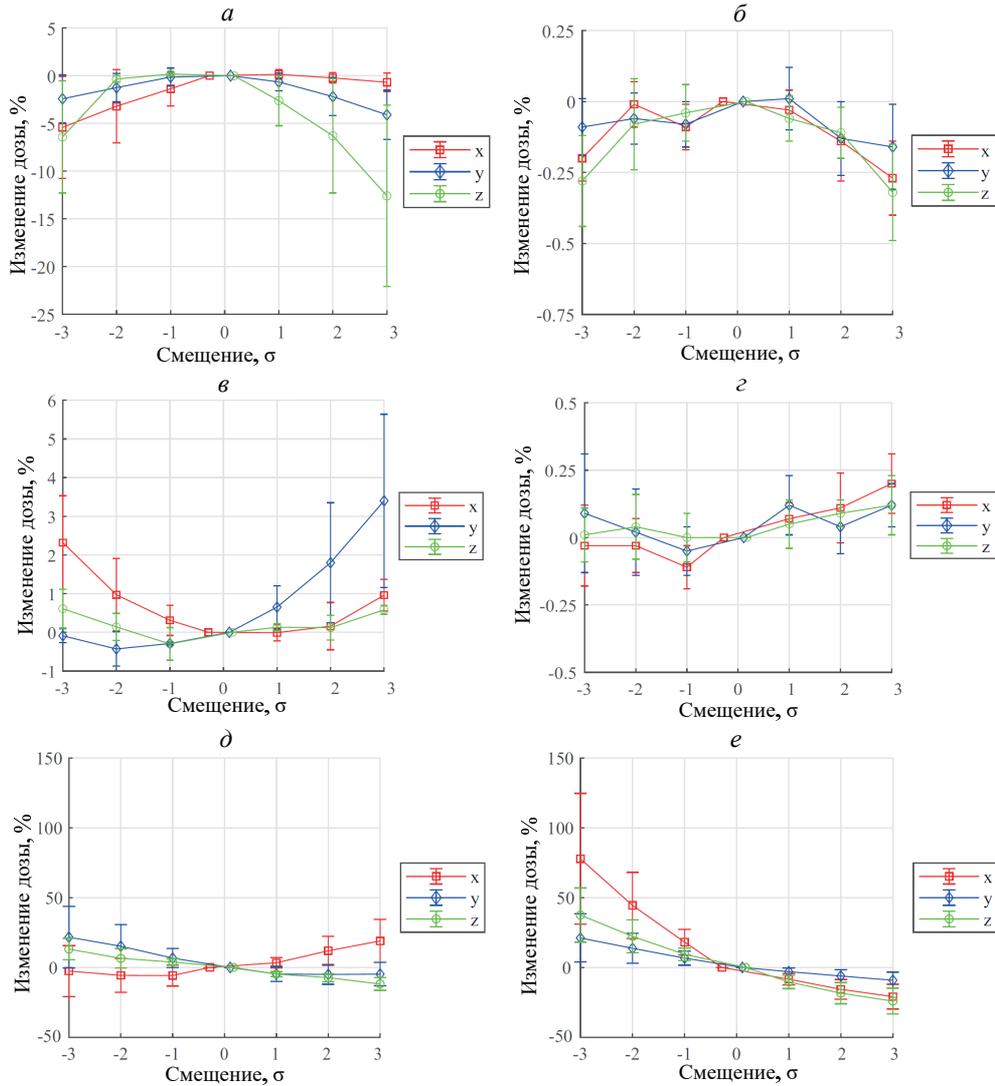


Рис. 3. Изменение значений дозы в % в зависимости от величины смещения изоцентра (обобщенные данные по 15 пациентам): *a* — точка ГДО D98 для CTV, IMRT; *б* — точка ГДО D98 для CTV, CRT; *в* — точка ГДО D2 для CTV, IMRT; *г* — точка ГДО D2 для CTV, CRT; *д* — точка ГДО D2 для органа риска (мочевой пузырь), IMRT; *е* — точка ГДО D2 для органа риска (мочевой пузырь), CRT

терно большее изменение максимумов, чем при использовании CRT: вероятно увеличение дозы вблизи протеза более чем на 5% при смещениях на 3σ (см. табл. 2 и рис. 3, *a–г*). Таким образом, анализ результатов показал, что IMRT-планы менее устойчивы по отношению к дозовому распределению в мишени.

$$P = \sum_{i=1}^3 p_i \left[\int_{-\infty}^{-7/2\sigma} f(x) dx + \sum_{j=-3}^3 \left(\delta_{ij} \int_{(j-1/2)\sigma}^{(j+1/2)\sigma} f(x) dx \right) + \int_{7/2\sigma}^{+\infty} f(x) dx \right], \quad (1)$$

где $p_i = 1/3$ — вероятность того, что смещение произойдет в направлении одной из трех осей (считаем, что все направления равновероятны, а p_1, p_2, p_3 — вероятности смещений по x, y и z соответственно); $f(x)$ — аппроксимация распределения смещений функцией Гаусса; сумма по $j = \overline{-3; 3}$ — резуль-

Из полученных результатов для смещений $\sigma, 2\sigma$ и 3σ (табл. 2), используя свойства нормального распределения и считая, что все направления смещений равновероятны, можно оценить вероятность того, что в CTV не будет обеспечено необходимое дозовое распределение по формуле:

тат численного интегрирования функции Гаусса по точкам от -3σ до 3σ , соответствующим серединам отрезков длиной σ в диапазоне $[-7\sigma/2; 7\sigma/2]$; первый интеграл учитывает вероятность смещения в интервале от $-\infty$ до $-7\sigma/2$, интегралы в сумме по j учитывают вероятность смещения в выделен-

Таблица 2. Максимальные изменения дозы ΔD в смещенных CRT и IMRT планах (%) по данным ГДО для CTV (жирным шрифтом выделены значения, не соответствующие критерию точности 5%)

Смещение	ΔD в CRT планах, %			ΔD в IMRT планах, %		
	x	y	z	x	y	z
-3σ	-0.2 ± 0.1	0.1 ± 0.2	-0.3 ± 0.2	-5.0 ± 5.0	-2.4 ± 2.5	-6.0 ± 6.0
-2σ	-0.1 ± 0.2	0.2 ± 0.3	-0.1 ± 0.2	-3.0 ± 4.0	-1.6 ± 1.5	2.7 ± 0.3
$-\sigma$	-0.2 ± 0.2	0.2 ± 0.2	-0.1 ± 0.2	1.8 ± 1.4	-0.7 ± 0.6	0.6 ± 0.3
σ	-0.3 ± 0.2	0.1 ± 0.1	0.1 ± 0.2	0.3 ± 0.5	1.6 ± 1.0	-2.6 ± 2.6
2σ	-0.1 ± 0.1	-0.3 ± 0.2	-0.1 ± 0.1	2.2 ± 1.5	4.0 ± 2.0	-6.0 ± 6.0
3σ	-0.3 ± 0.1	-0.2 ± 0.2	-0.3 ± 0.2	4.3 ± 1.6	7.0 ± 3.0	-13.0 ± 10.0

ных дискретных участках от $-7\sigma/2$ до $7\sigma/2$, третий интеграл учитывает вероятность смещения в интервале от $7\sigma/2$ до $+\infty$; δ_j принимает значение 0, если изменение дозы при смещении во всех рассмотренных точках ГДО не превышает 5%, и значение 1, если изменение дозы при смещении во всех рассмотренных точках ГДО превышает 5%. В результате, рассчитывая вероятность того, что в CTV не будет обеспечено необходимое дозовое распределение, по формуле (1), учитывается вероятностный вклад каждого рассмотренного сценария неопределенности в зависимости от дальности смещения положения пациента.

Таким образом, исследование случаев с мишенью, находящейся вблизи границы сред с разной электронной плотностью, показало, что вероятность того, что при CRT терапии не будет обеспечено необходимое дозовое распределение для CTV, составляет не более $0.04 \pm 0.03\%$, а вероятность того, что при IMRT терапии не будет обеспечено необходимое дозовое распределение для CTV, составляет $7 \pm 4\%$ (вероятности рассчитаны по формуле (1)).

Также анализ дозовых распределений показал, что IMRT-планы более устойчивы к смещениям по отношению к органам риска: изменение дозы в несколько раз меньше, чем в CRT-планах. При CRT-терапии доза в органах риска, таких как мочевого пузыря, прямая кишка, почки и т. д., может возрасти более чем на 80% (см. рис. 3, $d-e$). Однако сложно оценить, какое изменение в процентах от начальной дозы является критическим, так как доза в органе риска в несмещенном плане может сильно варьироваться для разных пациентов. Но

высокую вероятность увеличения дозовой нагрузки следует учитывать, так как редуцирование дозы на здоровые ткани и органы — одна из основных задач лучевой терапии.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ устойчивости плана лечения даёт более полное представление о доставленной дозе при наличии неопределенности, связанной с позиционированием пациента. В работе использован один из способов проверки устойчивости плана к геометрическим неопределенностям, который показал, что в планах лечения пациентов с протезами мишень может быть облучена с меньшей точностью, чем рекомендуемые 5% по данным МАГАТЭ [11]. Поэтому при наличии у пациента протеза, расположенного рядом с опухолью, может быть рекомендовано использование CRT-планов при условии, что удастся достичь цели планирования. Однако вероятны случаи, в которых из-за близкого расположения органов риска к объёму мишени, особенностей радиорезистентности конкретного органа и общей клинической картины, а также трудностей с обеспечением необходимого покрытия мишени, использование CRT-плана может быть недопустимым. В силу этого если конкретный клинический случай требует построения IMRT плана, то необходимо проявить повышенное внимание к укладке пациента, выполнить коррекцию положения пациента перед каждым лечебным сеансом, а также провести предварительную проверку плана на устойчивость к геометрическим неопределенностям.

[1] Yock A.D., Mohan R., Flampouri S. et al. // *Practical radiation oncology*. В. 9, N 4. 188 (2019).
 [2] Unkelbach J., Alber M., Bangert M. et al. // *Physics in Medicine & Biology*. В. 63, N 22. 22TR02 (2018).
 [3] Stroom J.C., De Boer H. C., Huizenga H. et al. // *International Journal of Radiation Oncology. Biology Physics*. В. 43, N 4. 905 (1999).

[4] Van Herk M., Remeijer P., Rasch C. et al. // *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*. В. 47, N 4. 1121 (2000).
 [5] Van Herk M. // *Seminars in radiation oncology*. В. 14, N 1. 52 (2004).
 [6] ICRU. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. В. 50. (1993).

- [7] ICRU. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50). В. **62**. (1999).
- [8] ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). В. **83**. (2010).
- [9] Korevaar E.W., Habraken S.J., Scandurra D. et al. // *Radiotherapy and Oncology*. В. **14**, N 141. 267 (2019).
- [10] Karlsson K., Lax I., Lindbäck E., Poludniowski G. // *Acta Oncologica*. В. **56**, N 9. 1189 (2017).
- [11] Серия изданий МАГАТЭ по здоровью человека, N 31. 2022.
- [12] Kaplan L.P., Placidi L., Bäck A. et al. // *Radiotherapy and Oncology*. В. **173**, N 9. 254 (2022).
- [13] Nikjoo H., Uehara S., Emfietzoglou D. // Interaction of radiation with matter. 2012.
- [14] Sauer O.A. // *Medical Physics* В. **22**, N 10. 1685 (1995). DOI:
- [15] Lidestahl A., Mondlane G., Gubanski M. et al. // *Physica Medica* В. **60**. 120 (2019).
- [16] Liu Y.C., Chang H.M., Lin H.H. et al. // *Journal of Clinical Medicine* В. **9**, N 12. 3884 (2020).
- [17] Bakiu E., Telhaj E., Kozma E., et al. // *Acta Informatica Medica* В. **21**, N 3. 211 (2013).
- [18] Tilly D., Ahnesjö A. // *Physics in Medicine & Biology*. В. **60**, N 14. 5439 (2015).
- [19] Tilly D., Holm A., Grusell E. et al. // *Physics and Imaging in Radiation Oncology*. В. **10**. 1 (2019).

Robustness of radiation therapy plans to geometric uncertainties when irradiating patients with high-density prosthesis

A. P. Zharkova^{1,2,a}, D. A. Tovmasian^{1,2}, A. P. Chernyaev¹, A. V. Nechesnyuk², S. M. Varzar¹, A. A. Loginova²

¹Department of Physics of Accelerators and Radiation Medicine, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University

Moscow 119991, Russia

²Radiotherapy department, Dmitry Rogachev National Research Center of Pediatric Hematology, Oncology and Immunology

Moscow 117997, Russia

E-mail: ^azharkova.ap18@physics.msu.ru

The concept of constructing additional target margins has proven itself well in the field of photon radiation therapy. In this regard, it is a generally accepted method that provides the necessary dose distribution during planning. However due to the interaction characteristic of photon radiation with matter in the case of the strong tissue heterogeneity, the planning of radiation therapy requires an assessment of the plan robustness or the creation of the plan resistant to existing dose delivery errors. The study tested the robustness of radiation therapy plans using two irradiation technologies — CRT (conformal radiation therapy) and IMRT (intensity-modulated radiation therapy). In total, 15 plans of patients with metal prostheses were included in the analysis. The patient position relative to the isocenter of the irradiation beams was geometrically shifted, modeling possible setup errors of the patient. The information about the actual displacements of patients obtained during pretreatment visualization was analyzed — about 25 thousand treatment fractions with different tumor locations. According to the results of the study, the probability that the necessary dose distribution will not be provided for the clinical volume of the target is no more than $0.04 \pm 0.03\%$ when using the CRT technique and no more than $7 \pm 4\%$ when using IMRT. Thus, the CRT plans showed greater robustness with respect to the target in case of irradiation patients with high-density prostheses. If it is necessary to use IMRT techniques, it is required to pay increased attention to the patient's setup and to check the plan for robustness.

PACS: 87.53.-j.

Keywords: radiation therapy, robustness, patient setup errors, geometric uncertainties, CRT, IMRT, prosthesis.

Received 2024.

English version: *Moscow University Physics Bulletin*. 2024. **79**, No. 5. Pp. .

Сведения об авторах

- Жаркова Анастасия Павловна — аспирант кафедры физики ускорителей и радиационной медицины, медицинский физик;
e-mail: zharkova.ap18@physics.msu.ru.
- Товмасян Диана Анатольевна — канд. физ.-мат. наук, медицинский физик.
- Черняев Александр Петрович — доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой физики ускорителей и радиационной медицины.
- Нечеснюк Алексей Владимирович — канд. мед. наук, зав. отделением лучевой терапии.
- Варзар Сергей Михайлович — канд. физ.-мат. наук, доцент, зам. зав. кафедрой физики ускорителей и радиационной медицины.
- Логина Анна Анзоровна — канд. физ.-мат. наук, руководитель службы медицинской физики и радиационного контроля отделения лучевой терапии.