

**А.А. Логинова<sup>1</sup>, Д.А. Товмасын<sup>2</sup>, А.П. Черняев<sup>2</sup>, С.М. Варзарь<sup>2</sup>, Д.А. Кобызева<sup>1</sup>, А.В. Нечеснюк<sup>1</sup>****МЕТОДИКА СТЫКОВКИ ПОЛЕЙ ПРИ ТОТАЛЬНОМ ОБЛУЧЕНИИ ТЕЛА  
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕХНОЛОГИИ ТОМОТЕРАПИИ**

1. Национальный исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Дмитрия Рогачева, Москва. E-mail: aloginova@gmail.com. 2. Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва

А.А. Логинова – ст. мед. физик; Д.А. Товмасын – магистрант; А.П. Черняев – зав. каф., проф., д.ф.-м.н.; С.М. Варзарь – доцент, к.ф.-м.н.; Д.А. Кобызева – врач-детский онколог; А.В. Нечеснюк – зав. отделением, к.м.н.

**Реферат**

**Цель:** При тотальном облучении тела пациентов высокого роста процесс облучения приходится разделять на две части: облучение верхней части тела пациента (включает голову, тело и верхнюю часть бедер) и нижней части (нижнюю часть бедер, голени и ступни). При этом существует область стыковки, в которой верхнее и нижнее поля облучения могут накладываться друг на друга. Цель данной работы – разработка и верификация такого способа планирования и облучения пациента, при котором доза в области стыковки входит в интервал от 90 до 125 % от предписанной дозы.

**Материал и методы:** Тотальное облучение тела осуществлялось на аппарате Tomotherapy, особенностью которого является облучение в спиральной геометрии доставки дозы. Было исследовано распределение дозы в области стыковки полей и предложено решение – при оптимизации плана лучевой терапии оставлять между верхней и нижней областями определенное расстояние – отступ, при котором распределение дозы в области стыковки удовлетворяет требованиям равномерности при используемой геометрии облучения. Величина отступа, при котором обеспечивается наиболее равномерное распределение дозы в исследуемой области, была определена теоретически на основании данных из системы планирования Tomotherapy и затем экспериментально с использованием фантома из твердой воды CheesePhantom и радиохромных пленок EBТ-2. Равномерность распределения дозы в области стыковки у пациентов контролировалась измерениями *in vivo* при помощи радиохромных пленок EBТ-2, располагаемых на поверхности кожи пациентов.

**Результаты:** Предварительная оценка расчетных распределений дозы в области стыковки была выполнена для отступов 3,75; 4,5; 5,25; 6; 6,75 и 7,5 см. Оптимальные расчетные результаты получены при величинах отступов 6 и 5,25 см. Для отступа 6 см значения дозы составили от  $98,1 \pm 5,3$  % до  $107,1 \pm 5,4$  % и для отступа 5,25 см – от  $118,1 \pm 4,5$  % до  $122 \pm 5,1$  %. Анализ экспериментальных данных, полученных в фантоме, показал, что оптимальным является отступ 5,25 см, при котором значения дозы находятся в интервале от 97 % до 105 %. По результатам *in vivo* дозиметрии, значения доз, измеренных в области стыковки, находились в интервале от  $93 \pm 3$  % до  $108 \pm 4$  %.

**Выводы:** Разработанный способ планирования при выбранной геометрии облучения обеспечивает удовлетворительную гетерогенность распределения дозы в области стыковки полей между верхней и нижней областями облучения, несмотря на существующую неопределенность укладки пациентов, что было подтверждено измерениями *in vivo*. Полученные данные могут быть использованы при планировании тотального облучения всего тела пациентов на аппарате Tomotherapy.

**Ключевые слова:** лучевая терапия, фотоны, томотерапия, тотальное облучение тела, область стыковки полей

Поступила: 26.12.2017. Принята к печати: 12.02.2018

**Введение**

Тотальное облучение тела (ТОТ) – это облучение всего тела человека. При этом требуется снижение дозы на критические органы (легкие, почки и др.). В сочетании с химиотерапией ТОТ широко используется у пациентов с гемобластомами перед трансплантацией гемопоэтических стволовых клеток. Основная цель ТОТ заключается в элиминации опухолевых клеток и иммуносупрессии. Традиционно используется облучение в СОД 12 Гр за 6 фракций [1].

В последние годы все чаще применяется ТОТ и тотальное облучение костного мозга (ТОКМ), основанное на лучевой терапии с модуляцией интенсивности пучка (IMRT) [2–7]. Результаты данных исследований указывают на возможность значительного уменьшения доз в органах риска по сравнению со стандартными методиками ТОТ, а также эскалации доз в области костного мозга, что, по мнению авторов, позволит получить клиническую выгоду.

При ТОТ с использованием IMRT из-за технических ограничений отсутствует возможность создать одно полное дозовое распределение для пациентов высокого роста: максимальная длина поля при облучении на аппарате Tomotherapy – 135 см, максимальное перемещение стола компьютерного томографа

(КТ) также ограничено. Поэтому при сканировании происходит разделение на две серии снимков: верхняя часть тела пациента (включает голову, тело и верхнюю часть бедер) и нижняя часть тела пациента (включает нижнюю часть бедер, голени и ступни). Расчет дозы производится отдельно на каждой серии изображений (рис. 1).

В связи с тем, что процесс планирования на отдельных сериях КТ-изображений происходит независимо друг от друга, встает вопрос о суммарном распределении дозы в области стыковки полей. Клинически приемлемая гетерогенность распределения дозы в этой области составляет от 90 до 125 % от предписанной дозы.

Кроме того, присутствуют дополнительные неопределенности актуального распределения дозы, связанные со следующими факторами:

- Необходимость изменения положения тела пациента. После облучения верхней части тела человека он должен поменять своё положение, направив ноги в противоположную сторону. Таким образом появляется неопределенность, связанная с дополнительной укладкой пациента.
- Спиральный способ доставки излучения приводит к тому, что доза распределена в пространстве не-

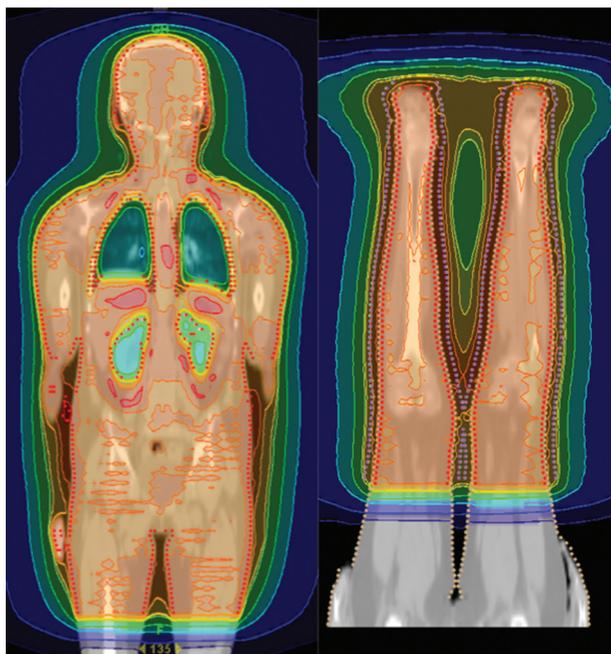


Рис. 1. Распределение дозы при тотальном облучении тела на Tomotherapy для верхней и нижней серий изображений

равномерно во всех трех плоскостях. Степень этой неравномерности во многом зависит от геометрических параметров плана.

Исследования области стыковки также проводили M. Zeverino et al. [8]. Они разработали технику для уменьшения неоднородности дозы в области стыковки путем создания общего суммарного плана на основе неизменного плана верхней части тела и перевернутых изображений нижней части тела. Однако при данном подходе необходимо дополнительное программное обеспечение, причем для суммации используется не актуальный лечебный план нижней части тела, а план со схожими параметрами, что может приводить к дополнительным неточностям при расчете дозы.

Другие группы исследователей использовали дополнительные мишени в области стыковки для лучшего контроля спада дозы [9, 10]. В частности, в работе [9] в области стыковки верхней части тела были заданы дополнительные мишени толщиной 20–25 мм с предписанием дозы в 75, 50 и 25 %. На плане для нижней части тела также использовались дополнительные мишени, анатомически соответствующие мишеням верхней части тела, но с предписанием в 25, 50 и 75 % соответственно, что задавало градиент спада дозы. Исследование было выполнено для классического линейного ускорителя, где вышеописанный подход был оправдан ввиду резкого спада дозы на краю поля. По нашему опыту, для Tomotherapy введение в процесс оптимизации дополнительных мишеней приводит к неоправданному многократному увеличению продолжительности планирования.

Целью данной работы является разработка и верификация такого способа планирования и доставки

излучения, при котором доза в области стыковки входит в интервал 90–125 % от предписанной дозы.

Были поставлены следующие задачи:

1. Предварительно оценить распределение дозы в области стыковки полей путем суммирования расчетных распределений дозы, полученных с помощью системы планирования Tomotherapy на верхней и нижней сериях КТ-изображений.

2. Получить экспериментальное распределение дозы в интересующей нас области при центрально-осевом и внеосевом расположении мишеней, используя фантом из твердой воды CheesePhantom и радиохромные пленки EBТ-2.

3. Проконтролировать однородность распределения дозы на поверхности кожи пациентов с помощью *in vivo* дозиметрии радиохромными пленками EBТ-2.

### Материал и методы

Исследуемый в данной работе способ TOT осуществляется на аппарате Tomotherapy компании Accuray. Технология томотерапии обладает уникальной геометрией, напоминающей геометрию спирального томографа. Пучок фотонов с номинальной энергией 6 МэВ генерируется на линейном ускорителе, установленном на кольце гантри, которое вращается по окружности вокруг продольной оси тела пациента. Во время облучения гантри непрерывно вращается, пока стол, на котором расположен пациент, непрерывно движется через кольцо гантри. Таким образом, доза подводится по спирали. Кольцо гантри также содержит детекторы, используемые для сбора данных методом МВКТ (мегавольтовая компьютерная томография). Расстояние от источника до центра вращения составляет 85 см, от источника до детектора – 145 см. Максимальный размер поля в поперечном направлении 40 см, в продольном направлении луч коллимируется регулирующими шторками. На выходе шторки могут образовывать веерный пучок шириной 1,0, 2,5 или 5 см в изоцентре. Бинарный МЛК с 64 пластинами на каждой стороне используется для разделения пучка в продольном направлении. Каждая вольфрамовая пластина коллиматора имеет толщину 10 мм и может находиться только в двух положениях: закрытом или открытом [11].

Разметка пациентов для TOT проводилась на КТ GE LightSpeed RT16, протокол сканирования – с толщиной среза 7,5 мм и напряжением на трубке 120 кВ. Для всех пациентов применялись методы индивидуальной фиксации – термопластические маски, подголовники и вакуумные матрасы. Все пациенты располагались в положении лежа на спине, руки вдоль туловища, вплотную к нему. Выполнялись две серии срезов – в положениях, ориентированных головой (верхняя часть тела) и ногами (нижняя часть тела) по направлению к гантри. В предполагаемой области стыковки на обеих сериях срезов выполнялось рентгеноконтрастное маркирование (рис. 2).

Оконтуривание мишени и органов риска проводилось на системе MonacoSim 5.10. (Elekta). Органы риска – легкие, почки, хрусталики (передняя камера глаза). Мишень PTV – голова, тело и конечности пациента за исключением органов риска. При этом на верхней серии срезов оконтуривание PTV выполнялось до уровня установки рентгеноконтрастных меток, а на нижней серии срезов мишень оконтуривалась с отступом на определенное расстояние от уровня маркирования. Предписываемые дозы: PTV – СОД 12,0 Гр при РОД 2,0 Гр. Не менее 95 % PTV должно было получать дозу 11,4 Гр (95 % от предписанной), объем легких, получающих 8 Гр, должен быть не более 40 %, средняя доза на почки не должна превышать 8 Гр, доза на передний отрезок глаза должна быть максимально снижена при сохранении дозы в PTV.

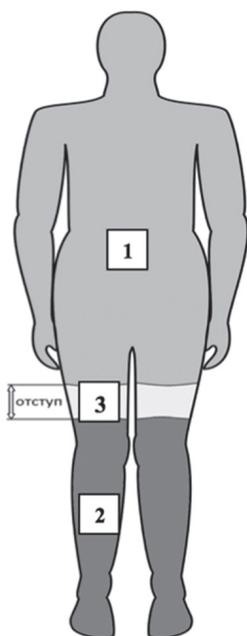


Рис. 2. Схематичное расположение мишеней: 1 – верхняя мишень, 2 – нижняя мишень, 3 – отступ

Планирование проводилось в системе планирования (СП) Tomotherapy. Параметры планов выбирались из соображений приемлемости клинически значимых параметров и продолжительности облучения. При расчете планов на верхнюю мишень использовались следующие параметры: размер сетки расчета 2,5 мм, ширина веерного пучка 5 см, питч = 0,281, фактор модуляции = 3; на нижнюю мишень: размер сетки расчета 2,5 мм, ширина веерного пучка 5 см, питч = 0,43, фактор модуляции = 2. Питч – это расстояние, на которое перемещается стол за один оборот вращения гантри, отнесенное к ширине пучка на оси вращения [12]. Чем больше фактор модуляции, тем большую свободу получает система для обеспечения специфического распределения дозы.

Для предварительной оценки распределения дозы в области стыковки использовались расчетные данные, полученные из СП Tomotherapy. Для этого

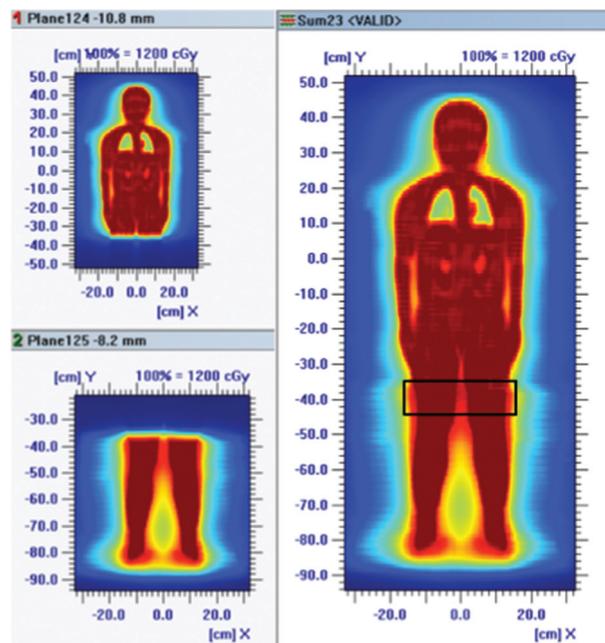


Рис. 3. Суммирование расчетных распределений дозы, полученных с помощью СП Tomotherapy на верхней и нижней сериях КТ-изображений в программе OmniPro (IMRT)

планы 10 пациентов были экспортированы в формате DICOM из системы планирования Tomotherapy в программу OmniProIMRT (IBA), где выполнялась последующая обработка данных. Выполнялось суммирование двумерных дозовых распределений, соответствующих верхней и нижней серий изображений как минимум в трех корональных проекциях. При этом суммирование производилось с учетом того, что между «верхней» и «нижней» мишенями было введено определенное расстояние (отступ), от величины которого зависит суммарное распределение дозы в области стыковки. Величина отступа дискретна и кратна выбранному шагу КТ, исследовалось распределение дозы в области стыковки для отступов 3,75; 4,5; 5,25; 6; 6,75 и 7,5 см. В области интереса, располагаемой в стыковке, оценивалась минимальная, максимальная и средняя дозы (рис. 3).

Для получения экспериментальных данных о распределении дозы была проведена серия измерений с использованием фантома CheesePhantom (Tomotherapy) и радиохромных пленок ЕВТ-2. Как и для лечебных планов, было получено две серии КТ-изображений, ориентированных в противоположном направлении относительно гантри с шириной среза 7,5 мм. При облучении в области стыковки оказываются две мишени – обе ноги, расположенные на определенном расстоянии друг от друга и от оси вращения источника. Вследствие спиральности доставки пучка, доза всегда распределена внутри мишени неравномерно, а величина этой неравномерности зависит от конкретных геометрических параметров плана и удаленности мишени от оси вращения.

Для учета данного эффекта в дополнение к центрально-осевому распределению дозы исследовалось

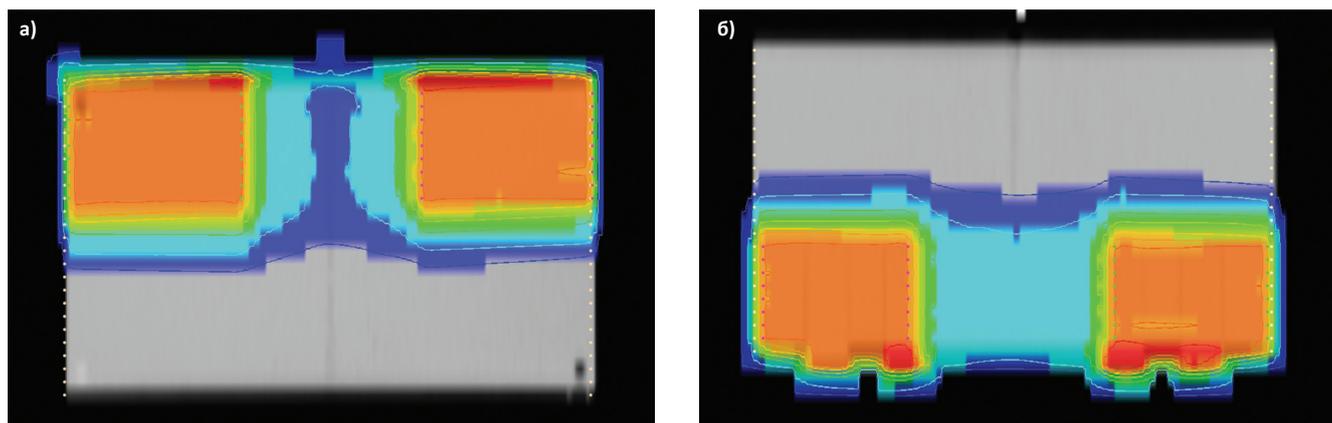


Рис. 4. Распределение дозы для а) верхней и б) нижней серий изображений фантома CheesePhantom



Рис. 5. *In vivo* дозиметрия: расположение радиохромных пленок EBT-2 на поверхности кожи пациента

распределение дозы в мишенях, имитирующих ноги, отдаленных друг от друга в латеральном направлении как минимум на 10 см (рис. 4). Для верхней и нижней серии срезов в СП Tomotherapy были рассчитаны планы облучения с оптимальными отступами, предсказанными теоретически (5,25 и 6,0 см). Геометрические параметры плана повторяли вышеописанные параметры, выбранные для лечебных планов пациентов. В корональную плоскость фантома в области мишеней помещались две радиохромные пленки. Как и в случае с пациентами, фантом облучался в два этапа, перед каждым сеансом облучения проводилось сканирование и коррекция положения с использованием данных

МВКТ. Пленки были оцифрованы спустя 1 сут с момента облучения сканером Microtek (ScanMaker 9800 XL), полученные изображения обрабатывались по программе OmniProIMRT (IBA) [13, 14].

Контроль однородности распределения дозы в области стыковки при облучении пациентов проводился при помощи *in vivo* дозиметрии. Для этого перед процедурой облучения к коже больного в области стыковки прикреплялись три пленки EBT-2: наиболее удаленные от изоцентра (на внешние стороны правой и левой ног), а также на внутреннюю поверхность ноги, в ближайшее к изоцентру положение (рис. 5). После окончания облучения верхней части тела пациент менял свое положение, проводилось сканирование с использованием МВКТ и коррекция положения пациента по анатомическим ориентирам, затем проводилось облучение нижней части тела пациента.

### Результаты и обсуждение

Результаты предварительной оценки расчетных распределений дозы в области стыковки для отступов 3,75; 4,5; 5,25; 6; 6,75 и 7,5 см представлены в табл.1. По данным суммирования расчетных дозовых распределений, оптимальные результаты получены при величинах отступов 6 и 5,25 см. Максимальные, минимальные и средние значения доз в области стыковки входят в требуемый интервал 90–125 % и составляют от 98,1 ± 5,3 % до 107,1 ± 5,4 % для отступа 6 см и от 118,1 ± 4,5 % до 122 ± 5,1 % для отступа 5,25 см.

Экспериментальные распределения дозы были получены в фантоме CheesePhantom для отступов 6 см и

Таблица 1

Расчетные максимальные, минимальные и средние значения дозы и их среднеквадратичные отклонения для каждого отступа, полученные с помощью СП Tomotherapy по планам для 10 пациентов

Отступ, см	3,75	4,5	5,25	6	6,75	7,5
$D_{\text{макс}}, \%$	148,3 ± 4,8	136,1 ± 5,1	122,2 ± 5,1	107,1 ± 5,4	92,0 ± 4,7	86,0 ± 4,8
$D_{\text{мин}}, \%$	136,6 ± 4,9	125,1 ± 4,5	112,1 ± 4,5	98,1 ± 5,3	82,8 ± 4,3	68,5 ± 4,4
$D_{\text{ср}}, \%$	145,1 ± 4,2	133,1 ± 4,9	118,0 ± 4,5	103,8 ± 5,8	89,2 ± 4,8	76,5 ± 4,5

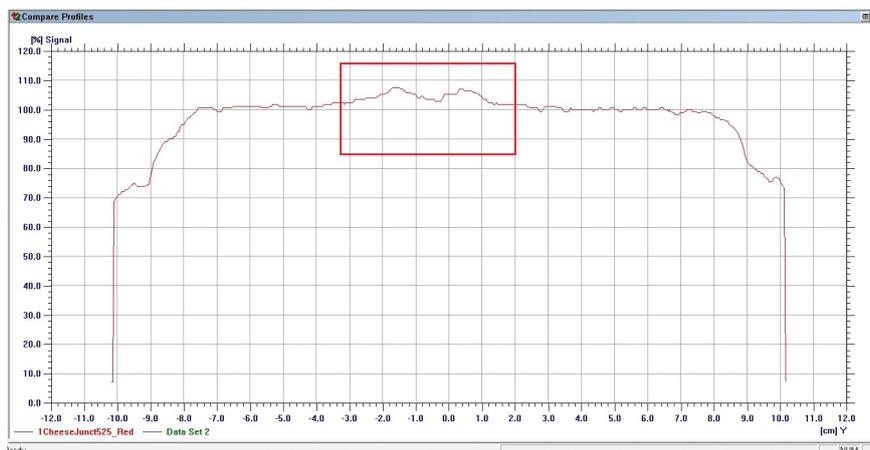


Рис. 6. Пример профиля дозы с отступом 5,25 см при внеосевом расположении мишеней

Таблица 2

**Экспериментальные значения дозы в области стыковки для отступа 6 см при осевом и внеосевом расположении мишеней внутри фантома**

	D <sub>макс</sub> , %	D <sub>мин</sub> , %	D <sub>ср</sub> , %
Мишень в центре фантома	100	95	96
Мишень справа, 10 см от оси	100	87	94
Мишень слева, 10 см от оси	105	94	101

5,25 см. Для каждой пленки вычислялись максимальная, минимальная и средняя дозы, результаты представлены в табл. 2 и 3. При этом для отступа 5,25 см значения измеренных доз находились в интервале от 97 до 105 %, для отступа 6 см – от 87 до 105 %. На рис. 6 показан пример полученного профиля дозы при отступе 5,25 см при внеосевом расположении мишени, красным цветом выделена область интереса – область стыковки. На основании измерений, выполненных в фантоме, было принято решение использовать отступ 5,25 см, как более надежный с клинической точки зрения, т.к. минимальная доза в области стыковки не может быть меньше 90 %, в то время как максимальная доза может достигать 125 % без отрицательных клинических последствий.

Помимо совершенно естественных причин неточности расчета (несовпадение между данными модели пучка и реальными данными ускорителя, ограничения используемых алгоритмов), различия между теоретическими и экспериментальными значениями максимальных и минимальных доз в области стыковки могут быть объяснены несколькими факторами:

Таблица 3

**Экспериментальные значения дозы в области стыковки для отступа 5,25 см при осевом и внеосевом расположении мишеней внутри фантома**

	D <sub>макс</sub> , %	D <sub>мин</sub> , %	D <sub>ср</sub> , %
Мишень в центре фантома	104	100	102
Мишень справа, 10 см от оси	105	98	101
Мишень слева, 10 см от оси	105	97	101

- Неточностью определения местоположения рентгенконтрастных меток на коже человека. Метки должны позволять формирование одинаковых срезов на двух сериях снимков КТ для определения расстояния между мишенями. Однако не всегда возможно однозначно определить положение этих меток. Данная неопределенность может приводить к ошибке определения отступа между мишенями, равной толщине КТ-среза, в данном случае 7,5 мм.
- Линейной аппроксимацией дозы в СП Tomotherapy, в то время как актуальное распределение дозы может иметь более сложный вид.
- Неточностью, возникающей при укладке пациента после совмещения референсных КТ-изображений с изображениями, полученными методом МВКТ.

Измерениями *in vivo* с помощью радиохромных пленок ЕВТ-2, расположенных на поверхности кожи пациентов, контролировалась равномерность распределения дозы в области стыковки. Было проведено 18 измерений. Для каждой пленки, закрепленной в области стыковки, вычислялись максимальная, минимальная и средняя дозы, результаты представлены в табл. 4. Полученные максимальные и минимальные

Таблица 4

**Измерения *in vivo*, максимальные, минимальные и средние дозы в области стыковок и их среднеквадратичные отклонения**

Дозы на правой ноге, %			Дозы на левой ноге, %			Дозы в центре, %		
D <sub>макс</sub>	D <sub>мин</sub>	D <sub>ср</sub>	D <sub>макс</sub>	D <sub>мин</sub>	D <sub>ср</sub>	D <sub>макс</sub>	D <sub>мин</sub>	D <sub>ср</sub>
107 ± 3	93 ± 3	100 ± 2	108 ± 4	93 ± 3	100 ± 2	107 ± 4	94 ± 3	99 ± 1

значения доз вписываются в заданный интервал 90–125 % от предписанной дозы и составляют от  $93 \pm 3$  до  $108 \pm 4$  %.

При томотерапии спад дозы на краю поля происходит плавно вследствие спиральной геометрии доставки дозы, однако такому способу доставки свойственна вариативность дозовой палитры в виде «резьбы» (пики и впадины). Эта «резьба» является результатом постоянной стыковки полей [15]. Существующая дивергенция веерного пучка приводит к сложному внеосевому профилю при каждой спиральной ротации, при этом форма профиля меняется как в зависимости от расстояния от оси, так и с глубиной в результате рассеяния. Это, в свою очередь, приводит к различным результатам осевого и внеосевого распределения дозы в зависимости от конкретных геометрических параметров плана, а именно размера поля, pitch, расстояния от оси вращения источника.

Таким образом, при условии соблюдения геометрических параметров планов, используемых в данной работе, для получения требуемой гомогенности распределения дозы в области стыковки необходимо оставлять между верхней и нижней областями отступ, равный 5,25 см. При этом необходимо внимательно относиться к определению положения рентгенконтрастных меток на КТ-изображениях, а также к точности позиционирования пациента, а перед началом облучения всегда проводить контроль укладки по данным МВКТ.

## Выводы

Разработанный способ планирования при выбранной геометрии планов обеспечивает удовлетворительную гетерогенность распределения дозы в области стыковки полей между верхней и нижней областями облучения, несмотря на существующую неопределенность укладки пациентов, что было подтверждено измерениями *in vivo*.

Полученные данные могут быть использованы при планировании тотального облучения всего тела пациентов на аппарате Tomotherapy.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Halperin E.C., Perez C.A., Brady L.W. et al. Total body and hemibody irradiation // Perez and Brady's principles and practice of

radiation oncology. New York: Lippincott Williams & Wilkins. 2007. P. 364–377.

- Hui S.K., Kapatoes J., Fowler J. et al. Feasibility study of helical tomotherapy for total body or total marrow irradiation // Med. Phys. 2005. Vol. 32. № 10. P. 3214–3224.
- Peñagaricano J.A., Chao M., Van Rhee F. et al. Clinical feasibility of TBI with helical tomotherapy // Bone Marrow Transplant. 2011. Vol. 46. № 7. P. 929–935.
- Gruen A., Ebell W., Wlodarczyk W. et al. Total Body Irradiation (TBI) using Helical Tomotherapy in children and young adults undergoing stem cell transplantation // BioMed Central Radiation Oncology. 2013 Apr 15. P. 8–92.
- Jeffrey Y., Wong C., Rosenthal J. et al. Image-guided total-marrow irradiation using helical Tomotherapy in patients with multiple myeloma and acute leukemia undergoing hematopoietic cell transplantation // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2009. Vol. 73. № 1. P. 273–279.
- Кобызева Д.А., Масчан М.А., Виллих Н.А. и соавт. Первый российский опыт применения томотерапии для проведения тотального облучения тела у детей // Российский журнал детской гематологии и онкологии. 2016. Т. 3. № 2. С. 64–67.
- Corvò R., Zeverino M., Vagge S. et al. Helical tomotherapy targeting total bone marrow after total body irradiation for patients with relapsed acute leukemia undergoing an allogeneic stem cell transplant // Radiotherapy and Oncology. 2011. Vol. 98. № 3. P. 382–386.
- Zeverino M., Agostinelli S., Taccini G. et al. Advances in the implementation of helical tomotherapy-based total marrow irradiation with a novel field junction technique // Medical Dosimetry. 2012. Т. 37. С. 314–320.
- Mancosu P., Navarra P., Castagna L. et al. Plan robustness in field junction region from arcs with different patient orientation in total marrow irradiation with VMAT // Physica Medica. 2015. Vol. 31. С. 677–682.
- Sun R., Cuenca X., Itti R. et al. First French experience of total body irradiation using Helical Tomotherapy // Cancer Radiotherapie. 2017. Vol. 21. № 5. P. 365–372.
- QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. 2010.
- Tomo Planning Guide 107272 A. TomoTherapy® Treatment System. 2012.
- Micke A., Lewis D. F., Xiang Yu. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction // Medical Physics. 2011. Vol. 38. № 5. P. 2523–2534.
- Aland T., Kairn T., Kenny J. Evaluation of a Gafchromic EBT2 film dosimetry system for radiotherapy quality assurance // Australas. Phys. Eng. Sci. Med. 2011. Vol. 34. P. 251–260.
- Kissick M.W., Fenwick J., James J.A. et al. The helical tomotherapy thread effect // Medical Physics. 2005. Vol. 32. № 5. P. 1414–1423.

**Для цитирования:** Логинова А.А., Товмасын Д.А., Черняев А.П., Варзарь С.М., Кобызева Д.А., Нечеснюк А.В. Методика стыковки полей при тотальном облучении тела с использованием технологии томотерапии // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2018. Т. 63. № 2. С. 55–61. DOI: 10.12737/article\_5ac622371650f7.48983677

## Field Junction Technique for Helical Tomotherapy-Based Total Body Irradiation

A.A. Loginova<sup>1</sup>, D.A. Tovmasian<sup>2</sup>, A.P. Chernyaev<sup>2</sup>, S.M. Varzar<sup>2</sup>, D.A. Kobzyseva<sup>1</sup>, A.V. Nechesnyuk<sup>1</sup>

1. Dmitry Rogachev National Research Center of Pediatric Hematology, Oncology and Immunology, Moscow, Russia.  
E-mail: aloginovaa@gmail.com. 2. M.V. Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia

A.A. Loginova – Senior Med. Physicist; D.A. Tovmasian – Master's Degree Student; A.P. Chernyaev – Head of the Dep., Prof., Dr. Sc. Phys.-Math.; S.M. Varzar – Associate Prof., PhD Phys.-Math.; D.A. Kobzyseva – Pediatric Oncologist; A.V. Nechesnyuk – Head of the Radiother. Dep., PhD Med.

### Abstract

**Purpose:** Combination of total body irradiation (TBI) with chemotherapy is widely used technique for conditioning before hematopoietic stem cell transplantation for patient with hematological malignancies worldwide. Total body irradiation for patients with high height has to be divided into two parts: irradiation of upper part of the patient's body (including head, body and part of legs) and irradiation of lower part of the patient's body (including leg). There is an area in which the fields overlap each other – the junction area. The aim of this work is the development and verification of simple junction technique that would provide the dose distribution in the junction area from 90 to 125 % of prescribed dose.

**Material and methods:** Total body irradiation was performed on the Tomotherapy machine using helical geometry of the beam delivery. Distribution of the dose in junction area was investigated. Simple solution was proposed: during the optimization of the radiotherapy plan certain margin should be maintained between upper and lower targets while dose distribution in junction area satisfies the uniformity requirements for the given irradiation geometry. The dimension of the margin was determined experimentally using a CheesePhantom and radiochromic EBT-2 films. The uniformity of dose distribution in the junction area was monitored by *in vivo* measurements using radiochromic EBT-2 films located on the skin surface of patients.

**Results:** The dimension of the margin at which the dose in the junction area is within the range of 90 to 125 % of the prescribed dose was determined experimentally and amounted to 5.25 cm. The values of the measured dose were in the range from 97 to 105 %. In total 18 *in vivo* measurements of the junction area were performed. According to the results of *in vivo* dosimetry, the values of the doses measured in the junction area were in the range from  $93 \pm 3$  % to  $108 \pm 4$  %.

**Conclusion:** The developed planning method with the selected plan geometry ensures satisfactory heterogeneity of the dose distribution in the area of field junction between the upper and lower irradiation regions, despite of the existing uncertainty of patient positioning. Results were confirmed by *in vivo* measurements. The obtained data can be used for total body irradiation of the patients using Helical Tomotherapy.

**Key words:** radiotherapy, tomotherapy, total body irradiation, junction area

### REFERENCES

- Halperin EC, Brady LW, Perez CA, et al. Total body and hemibody irradiation. Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology. New York. Lippincott Williams & Wilkins. 2007:364-377.
- Hui SK, Kapatoes J, Fowler J, Henderson D, et al. Feasibility study of helical tomotherapy for total body or total marrow irradiation. Medical Physics. 2005;32(10):3214-3224. DOI: 10.1118/1.2044428.
- Peñagaricano JA, Chao M, Van Rhee F, et al. Clinical feasibility of TBI with helical tomotherapy. Bone Marrow Transplant. 2011;46(7):929-935. DOI:10.1038/bmt.2010.237.
- Gruen A, Ebell W, Wlodarczyk W, et al. Total Body Irradiation (TBI) using Helical Tomotherapy in children and young adults undergoing stem cell transplantation. BioMed Central Radiation Oncology. 2013;8:92. DOI: 10.1186/1748-717X-8-92.
- Wong JY, Rosenthal J, Liu A, Schultheiss T, et al. Image-guided total-marrow irradiation using helical Tomotherapy in patients with multiple myeloma and acute leukemia undergoing hematopoietic cell transplantation. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2009;73(1):273-279. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2008.04.071.
- Kobzyseva DA, Maschyan MA, Willich NA, et al. The first Russian experience of TomoTherapy for total body irradiation in children. Russian Journal of Pediatric Hematology and Oncology. 2016;3(2):64-67. DOI: 10.17650/2311-1267-2016-3-2-64-67. (In Russ.).
- Corvò R, Zeverino M, Vagge S, et al. Helical tomotherapy targeting total bone marrow after total body irradiation for patients with relapsed acute leukemia undergoing an allogeneic stem cell transplant. Radiotherapy and Oncology. 2011;98(3):382-386. DOI: 10.1016/j.radonc.2011.01.016.
- Zeverino M, Agostinelli S, Taccini G, et al. Advances in the implementation of helical tomotherapy-based total marrow irradiation with a novel field junction technique. Medical Dosimetry. 2012;37(3):314-320. DOI: 10.1016/j.meddos.2011.12.001.
- Mancosu P, Navarra P, Castagna L, et al. Plan robustness in field junction region from arcs with different patient orientation in total marrow irradiation with VMAT. Physica Medica. 2015;31(7):677-682. DOI: 10.1016/j.ejmp.2015.05.012.
- Sun R, Cuenca X, Itti R, et al. First French experience of total body irradiation using helical Tomotherapy. Cancer Radiotherapie. 2017;21(5):365-372. DOI: 10.1016/j.canrad.2017.01.014.
- Langen K, Papanikolaou N, Balog J, et al. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. Medical Physics. 2010;37(9):4817-4853. DOI: 10.1118/1.3462971.
- Tomo Planning Guide 107272A. TomoTherapy® Treatment System. 2012.
- Micke A, Lewis DF, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. Medical Physics. 2011;38(5):2523-2534. DOI: 10.1118/1.3576105.
- Aland T, Kairn T, Kenny J. Evaluation of a Gafchromic EBT2 film dosimetry system for radiotherapy quality assurance. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine. 2011;34(2):251-260. DOI: 10.1007/s13246-011-0072-6.
- Kissick MW, Fenwick J, James JA, et al. The helical tomotherapy thread effect. Medical Physics. 2005;32(5):1414-1423. DOI: 10.1118/1.1896453.

**For citation:** Loginova AA, Tovmasian DA, Chernyaev AP, Varzar SM, Kobzyseva DA, Nechesnyuk AV. Junction Technique for Helical Tomotherapy-Based Total Body Irradiation. Medical Radiology and Radiation Safety. 2018;63(2):55-61. (In Russ.). DOI: 10.12737/article\_5ac622371650f7.48983677