

ДОЗИМЕТРИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА МЕТОДИКИ ТОТАЛЬНОГО ОБЛУЧЕНИЯ ТЕЛА ПАЦИЕНТОВ ДЕТСКОГО ВОЗРАСТА С ОНКОГЕМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ПАТОЛОГИЕЙ

А.А. Логинова, Д.А. Кобызева

Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Д.Рогачева, Москва

На примере дозиметрического планирования лучевой терапии четырех пациентов детского возраста ростом от 114 до 198 см показано, что тотальное облучение тела (ТОТ) с использованием технологии VMAT на аппарате Elekta Synergy позволяет оптимизировать план облучения путем снижения доз в органах риска (легкие, почки, хрусталики глаз) при максимально конформном облучении остальных участков тела. Разработанная методика планирования ТОТ позволяет обеспечить требуемое покрытие мишени при снижении дозы в органах риска до заданных пределов. Тем не менее, процедура планирования ТОТ предъявляет дополнительные требования к аппаратному обеспечению, временным затратам и человеческим ресурсам.

Ключевые слова: *лучевая терапия, дети, тотальное облучение тела (ТОТ), Elekta Synergy, система планирования Monaco 5.10*

Введение

Тотальное облучение тела (ТОТ) обычно используется в комбинации с химиотерапией, как режим кондиционирования перед трансплантацией костного мозга у пациентов с онкогематологическими заболеваниями. Основная цель ТОТ заключается в элиминации опухолевых клеток и иммуносупрессии. Комбинация ТОТ с химиотерапией продемонстрировала лучшие результаты выживаемости пациентов по сравнению с режимами кондиционирования, включающими только химиотерапию [1–6].

Стандартные технологии ТОТ включают использование передне-задних и задне-передних или параллельно-противолежащих латеральных полей, а для того, чтобы все тело пациента поместилось в поле облучения, используют большие расстояния от источника облучения до поверхности тела пациента [7]. Такие

методы используются чаще всего, но существуют и другие [8–10], и все они часто требуют использования дополнительного оборудования, такого, как устройства иммобилизации, блоки для защиты легких, болюсов, компенсаторов, специальных устройств для дозиметрии и калибровки. Однако используя стандартные технологии, трудно получить достаточно однородное распределение дозы в мишени из-за гетерогенностей, являющихся результатом изменения толщины тела и плотности тканей пациента. Чтобы уменьшить дозу в легочной ткани обычно используют индивидуальные блоки, но точное позиционирование таких блоков является непростой задачей.

Клинические исследования показывают, что увеличение дозы ТОТ значительно уменьшает вероятность рецидива заболевания, однако наблюдается ухудшение общей выживаемости из-за увеличения частоты осложнений [11].

Таким образом, желаемое увеличение дозы при ТОТ ограничивается толерантностью органов риска [12]. Конформные методики ТОТ должны уменьшить дозы в органах риска и позволить повысить дозу. Это может иметь преимущества в педиатрии, особенно для пациентов, имеющих большие риски развития лучевых осложнений и дефектов развития [13].

ТОТ и тотальное облучение костного мозга (ТОКМ) методом лучевой терапии с модуляцией интенсивности (ЛТМИ) – это одно из решений, позволяющее оптимизировать лечение и увеличить дозу. Результаты исследований, в которых использовали ТОТ и ТОКМ с применением ЛТМИ на аппарате Tomotherapy (Accuray), указывают на возможность значительного уменьшения доз в органах риска по сравнению со стандартными методиками ТОТ, что с точки зрения авторов [14–17] позволит получить клиническую выгоду и увеличить дозу. Так, например, авторы [14] показали осуществимость методик ТОТ и ТОКМ с использованием томотерапии при гомогенности покрытия мишени $\pm 10\%$ и продолжительности облучения, сравнимом со стандартной техникой (15–30 минут), при этом доза в органах риска была снижена на 35–70 %.

Недавние исследования также показали, что ТОКМ и ТОТ, выполненные на современных линейных ускорителях с использованием ЛТМИ, могут обеспечить адекватное покрытие мишени и значимое снижение дозы в органах риска по сравнению со стандартными методиками ТОТ [18–25].

В настоящее время нет убедительных литературных данных, подтверждающих, что использование ТОКМ вместо ТОТ приводит к увеличению числа экстрамедуллярных рецидивов, и хотя ТОТ и ТОКМ применяются для лечения одних и тех же заболеваний, традиционное ТОТ остается стандартом в лечении, в то время как методы ТМ1 и ТМ11 – экспериментальными протоколами.

Все это позволило клиницистам нашего центра поставить перед физиками задачу разработки оптимальной методики ТОТ, выполняемой на линейном ускорителе, позволяющей снизить дозу в легких, почках и переднем отрезке глаза, при максимально конформном облучении остальных участков тела. Эта методика является рутинной процедурой и успешно осуществляется в нашем отделении при использовании аппарата Tomotherapy (Accuray) [24]. Однако обеспечение непрерывности ле-

чебного процесса в случае выхода из строя аппаратуры требует разработки альтернативной методики ТОТ. Мы не встречали в литературе упоминания об использовании системы планирования (СП) Monaco 5.10 (Elekta) для расчета доз при ТОТ.

Поэтому оценка возможности создания планов ТОТ по технологии VMAT с использованием вращения гантри при постоянно изменяющейся апертуре пучка и мощности дозы) на СП Monaco 5.10, оценка приемлемости этих планов и необходимых временных затрат являются весьма актуальными задачами.

Материал и методы

Для расчета распределения дозы внутри тела пациента использовали систему планирования Монако 5.10. С целью увеличения скорости расчетов в данной СП используется модификация алгоритма расчета дозы Монте-Карло – X-ray Voxel Monte Carlo. При этом вместо длительной детальной симуляции физических процессов, проходящих в головке ускорителя, используется модель виртуального источника, которая создается на основе дозиметрических данных. В качестве модели тела пациента используются данные компьютерной томографии пациента, конвертированные в электронную плотность и затем – в массовую (физическую) плотность, в терминах которой и моделируется транспорт частиц методом Монте-Карло. Код Монте-Карло для вокселизованных объектов отличается от более общих кодов – EGS и MCNP – тем, что он предназначен только для материалов с низким атомным номером в диапазоне плотностей 0–3 г/см³ и содержит алгоритмы уменьшения дисперсии, подходящие для условий планирования дистанционной лучевой терапии [26].

Для проведения испытаний были выбраны данные для четырех пациентов, которые проходили топометрическую подготовку перед осуществлением ТОТ на аппарате Tomotherapy. Для разметки использовали компьютерный томограф GE LightSpeed RT16 и специально разработанный протокол сканирования с толщиной среза 7,5 мм при напряжении на трубке 120 кВ. Все пациенты находились в положении лежа на спине. Если рост пациента превышал 125 см, выполняли две серии срезов в положениях пациента, ориентированных головой (верхняя часть тела) и ногами (нижняя часть

тела) по направлению к гантри аппарата. В предполагаемой области стыковки на обеих сериях срезов выполняли рентгеноконтрастное маркирование для осуществления расчета максимально гомогенного дозового распределения в области стыковки между нижней и верхней частью тела пациента. Использовали методы индивидуальной фиксации, такие как термопластические маски, подголовники и вакуумные матрасы. Руки пациентов располагали вдоль тела, как можно ближе к нему, руки и ноги фиксировали так, чтобы обеспечить минимальную подвижность и максимальную воспроизводимость укладки во время процедуры облучения.

Всем пациентам было выполнено оконтуривание органов риска (легкие, почки, хрусталики (передняя камера глаза)) при помощи системы MonacoSim 5.10. Мишенью считали PTV (planning target volume) – все тело пациента за исключением органов риска. Предписанная доза в PTV – 12,0 Гр, разовая доза 2,0 Гр, не менее 90 % PTV должно было получать дозу 11 Гр ($D_{90\%} > 11$ Гр). Объем легких, получающих 8 Гр, должен быть не более 40 %, предписанная средняя доза в почках не должна превышать 9 Гр, доза в передней камере глаза должна быть максимально снижена при сохранении в прилегающих областях передних отделов головного мозга адекватного покрытия PTV (не менее 11 Гр). Облучение проводили ежедневно, дважды в день с перерывом между фракциями не менее 5 часов, в течение трех дней.

Расчет лечебных планов проводили с помощью СП Monaco 5.10 (Elekta) с использованием указанного выше алгоритма расчета методом Монте-Карло, статистическая неопределенность расчета каждого плана не превышала 1 %. Планы облучения были рассчитаны для ускорителя Elekta Synergy, оснащенного многопластинчатым коллиматором Agility (160

пластин шириной 5 мм в изоцентре), максимальный размер поля в изоцентре 40×40 см, коэффициент трансмиссии через пластины коллиматора не превышал 0,5 %.

Для обеспечения заданного покрытия PTV потребовалось использовать несколько копланарных арок по 360° по технологии VMAT,двигающихся по и против часовой стрелки, с разным положением изоцентров, отличавшихся друг от друга только по положению продольной координаты (в направлении superior-inferior), номинальная энергия 6 и 10 МэВ. Размер полей выбирали таким образом, чтобы обеспечить покрытие соответствующих им условных областей тела пациента – область головы и шеи, область легких и почек, область таза, ноги. Поля располагались таким образом, чтобы их перекрытие по продольной оси составляло от 2 до 4 см, обеспечивая тем самым возможность автоматической оптимизации дозы в областях перекрытия полей. При этом область стыковок выбирали так, чтобы отсутствовало их пересечение с органами риска. Планы на нижнюю часть тела были рассчитаны с использованием противоположащих полей по методике трехмерной конформной лучевой терапии (3D-CRT).

Выбор “решетки расчета” (линейный размер вокселя по каждой из трех пространственных координат) ограничивался возможностями компьютера, на котором была установлена СП. При стандартном оснащении СП Monaco 5.10 (HP Z840, процессор Intel® Xeon® E5 2600 v3, 32 MB RAM), удалось произвести одновременную оптимизацию всех полей только в случае небольшого объема PTV, пациентам 2, 3 и 4 (табл. 1). В случае же большого объема PTV из-за нехватки оперативной памяти приходилось рассчитывать план сначала для одной области, а затем, основываясь на дозе от уже рассчитанного плана, создавать и оптимизировать планы

Таблица 1

Сравнение параметров планов лучевой терапии для четырех пациентов

Пациент	Рост, см	PTV, см ³	Количество изоцентров	Количество полей VMAT	Общее количество полей	Решетка расчета, мм	Время облучения, мин	Общее число МЕ
1	198	71122	8	2	10	4	26,1	3613
2	151	29738	6	4	8	4	25,2	4850
3	139	22156	5	4	6	3	24,7	4568
4	114	20078	4	5	5	3	27,9	4325

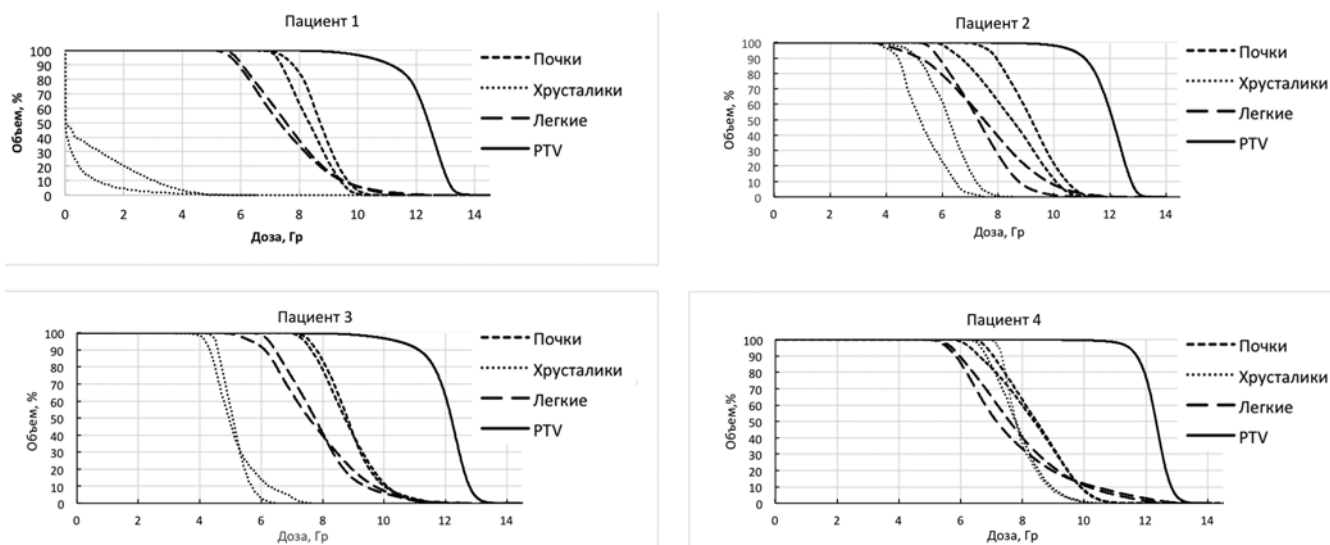


Рис. 1. Гистограммы доза–объем для четырех пациентов разного роста

для следующих областей. Это отразилось на распределении дозы в области стыковки полей, где получены локальные максимумы до 14,5 Гр. Однако отметим, что эти неоднородности преимущественно располагались в мягких тканях и не затрагивали критические органы.

Количественную оценку планов осуществляли посредством анализа гистограмм доза–объем (ГДО) (рис. 1). Оценивали среднюю дозу D_{mean} , максимальную дозу D_{max} (определенную как максимальную дозу, которую получает не менее 2 % объема структуры) и минимальную дозу D_{min} (определенную как минимальная доза, которую получает не менее 98 % объема структуры). Также контролировали объем легких, получающих дозу 8 Гр, т.к. согласно предписанию, он не должен превышать 40 %. Результаты, представленные в табл. 2, демонстрируют, что использованный при планирова-

нии лучевой терапии подход позволяет достичь требуемых уровней доз в критических органах при сохранении приемлемого уровня покрытия мишени. На рис. 2 для примера представлено распределение дозы для пациента 4.

Результаты и обсуждение

Для всех пациентов удалось получить распределение дозы, удовлетворяющее предписанным критериям. Так, во всех случаях 90 % PTV получили дозу от 11,1 до 11,7 Гр. Значение максимальной дозы в PTV находилось в пределах 13–13,4 Гр. Объем легких, получивших дозу 8 Гр, составил 36,5–41 %. Значение средней дозы в почках 8,4–8,8 Гр.

Сравнение полученных данных по покрытию PTV со стандартными методиками является затруднительным, так как для них отсут-

Таблица 2

Данные гистограмм доза–объем для PTV и органов риска

Пациент	PTV					Легкие				Почки			Хрусталики глаза
	$D_{90\%}$, Гр	$D_{95\%}$, Гр	D_{mean} , Гр	D_{max} , Гр	D_{min} , Гр	D_{mean} , Гр	D_{min} , Гр	D_{max} , Гр	V_8 , %	D_{mean} , Гр	D_{max} , Гр	D_{min} , Гр	D_{mean} , Гр
1	11,1	10,4	12,2	13,4	9,6	7,6	5,6	11,0	37,3	8,6	11,3	6,0	3,0
2	11,1	10,6	12,0	13,0	10,0	7,5	4,0	11,0	39,0	8,8	10,9	6,2	5,6
3	11,2	10,5	12,2	13,1	9,6	7,8	5,5	11,0	41,0	8,8	11,3	9,1	5,0
4	11,7	11,4	12,2	13,1	11,1	7,7	5,4	12,0	36,5	8,4	10,5	6,4	7,9

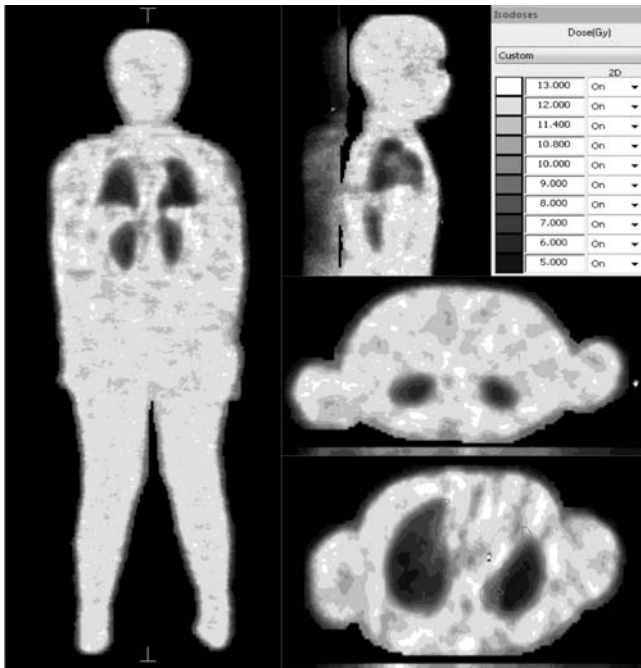


Рис. 2. Распределение дозы для пациента 4

стует возможность расчета ГДО. В литературе представлены лишь данные о приемлемой неоднородности покрытия $RTV \pm 10\%$ [27–29], основанные на дозиметрических данных, как правило без учета гетерогенности внутри мишени.

Подход к требуемому покрытию RTV , как и к снижению дозы в органах риска в разных клиниках значительно различается. Так, значение средней дозы в RTV в нашем случае согласовывалось с предписанным в пределах 1,7 %, в то время как у авторов [23] и [25], использовавших $VMAT$, значение средней дозы в RTV превышало предписанную дозу на 11 % и 4 % соответственно. Объем RTV , получавший 110 % от предписанной дозы, в нашем случае не превышал 2 %, в то время как у авторов [23] он в среднем составлял 62,7 %. В то же время в среднем для всех пациентов 95 % RTV в нашем случае получили более 90 % от предписанной дозы, в то время как у авторов [23] это значение превышало 96 %. Минимальное значение доз в RTV у нас оказалось 10,1 Гр, что несколько ниже, чем 11,3 Гр у авторов [25], что связано с более строгим предписанием для органов риска в нашем случае. Так, средняя доза в легких у нас не превышала 7,8 Гр, в отличие от 8,7 Гр в [25] и 10,7 Гр в [23]. Объем легких, получивший 8 Гр, в нашем случае не превышал 41 %, в

отличие от 65 % и 67 % в [25] и [23] соответственно. Значения средней дозы в передней камере глаза у всех пациентов существенно различались (табл. 2). Это связано с тем, что в процессе оптимизации планов приоритет отдавался обеспечению покрытия прилегающих передних отделов головного мозга, анатомическое расположение которых индивидуально для каждого пациента.

Количество мониторинговых единиц у пациента 1 было меньше, чем у остальных, несмотря на то, что этот пациент был максимального роста. В его случае встречные поля были использованы не только для облучения нижней части тела, но также и для области таза. Такое решение было вызвано тем, что оптимизация плана пациента большого роста при стандартной аппаратной комплектации СП, занимает до 8 часов времени или же становится невозможной при выбранной сетке расчета 4 мм из-за нехватки объема оперативной памяти.

Тем не менее, при облучении встречными полями остается открытой проблема, касающаяся недостаточно высокой дозы в тканях до достижения электронного равновесия, а также сложности, связанные с неоднородным распределением дозы в области стыковки полей. Рост пациента 4 не превышал 125 см, что дало возможность одновременно оптимизировать все поля для технологии $VMAT$ и полностью покрывающих мишень. При мощности дозы, не превышающей 200 МЕ/мин, время непосредственной доставки дозы для всех пациентов заняло от 24,7 до 27,9 мин, что приблизительно соответствует времени для планов, выполняемых на аппарате Tomotherapy [24]. Оно также зависит от размеров мишени, количества полей и применяемых методик облучения (табл. 1).

Одной из сложных задач ТОТ остается разработка процедур гарантии качества и дозиметрическая проверка лечебных планов облучения каждого пациента. Из-за большой протяженности мишени требуется в одном плане совмещать множество полей (арок) с разными положениями изоцентров и несколькими областями стыковок полей, что предъявляет дополнительные условия к точности геометрических перемещений лечебного стола ускорителя, а это, в свою очередь, требует разработки и внедрения адекватных процедур гарантии качества ускорителя.

Стандартные массивы детекторов для проверки планов ЛТМИ, имеющиеся в нашем распоряжении, подходят для проверки неболь-

ших (до 24 см) областей распределения дозы, поэтому для адекватной проверки областей стыковок полей применение этого устройства ограничено. Также необходимо производить дозиметрическую проверку планов с применением антропоморфного фантома. По этим причинам требуется разработка альтернативной методики, например, дозиметрии радиохромными пленками.

Клиническое внедрение методики TOT является сложной задачей еще и потому, что облучение мишени большой протяженности с использованием нескольких изоцентров требует разработки и соблюдения специальных подходов при иммобилизации и укладке пациента. Необходимо также произвести количественное исследование воспроизводимости укладки пациентов и разработку специальных протоколов IGRT, включающих внедрение педиатрических (низкодозных) протоколов КТ-сканирования в коническом пучке.

Заключение

Разработанная методика планирования TOT с использованием VMAT на аппарате Elekta Synergy, оснащенный коллиматором Agility, позволяет обеспечить требуемое покрытие мишени при снижении дозы в органах риска до заданных пределов. Тем не менее, процедура планирования облучения в случае TOT с использованием VMAT предъявляет дополнительные требования к аппаратному обеспечению СП, больших временных затрат и ресурсов персонала. Разработка технологии TOT, удовлетворяющей современным клиническим и физико-техническим требованиям, является актуальной и сложной задачей, требующей высококвалифицированного мультидисциплинарного подхода.

Список литературы

- Halperin E.C., Perez C.A., Brady L.W. et al. Total body and hemibody irradiation // In: Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology. New York. 2007. P. 364–377.
- Davies S.M.1., Ramsay N.K., Klein J.P. et al. Comparison of preparative regimens in transplants for children with acute lymphoblastic leukemia // J. Clin. Oncol. 2000. Vol. 18. № 2. P. 340–347.
- Blume K.G., Forman S.J., Snyder D.S. et al. Allogeneic bone marrow transplantation for acute lymphoblastic leukemia during first complete remission // Transplantation. 1987. Vol. 43. № 3. P. 389–392.
- Glasgow G.P., Wang S., Stanton J. A total body irradiation stand for bone marrow transplant patients // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1989. Vol. 16. № 3. P. 875–877.
- Mody R., Li S., Dover D.C. et al. Twenty-five-year follow-up among survivors of childhood acute lymphoblastic leukemia: A report from the Childhood Cancer Survivor Study // Blood. 2008. Vol. 111. № 12. P. 5515–5523.
- Ozsahin M., Pene F., Touboul E. et al. Total-body irradiation before bone marrow transplantation. Results of two randomized instantaneous dose rates in 157 patients // Cancer. 1992. Vol. 69. № 11. P. 2853–2856.
- Khan F.M. Total body irradiation // In: The Physics of Radiation Therapy, 4th ed. New York: . 2009. P. 405–412.
- Gerig L.H., Szanto J., Bichay T. et al. A translating-bed technique for total-body irradiation // Phys. Med. Biol. 1994. Vol. 39. P. 19–35.
- Podgorsak E.B., Podgorsak M.B. Special techniques in radiotherapy. Total body irradiation with photon beams. // In: The Modern Technology of Radiation Oncology. Med. Phys. Publishing. 1999. P. 641–662.
- Sarfaraz M., Yu C., Chen D. et al. A translational couch technique for total body irradiation // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2001. Vol. 2. P. 201–209.
- Clift R.A., Buckner C.D., Appelbaum F.R. et al. Allogeneic marrow transplantation in patients with acute myeloid-leukemia in first remission – a randomized trial of two irradiation regimens // Blood. 1990. Vol. 76. № 9. P. 1867–1871.
- Liang Y., Kim G.-Ya., Pawlicki T. et al. Feasibility study on dosimetry verification of volumetric-modulated arc therapy-based total marrow irradiation // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2012. Vol. 14. № 2. P. 3852.
- Giorgiani G., Bozzola M., Locatelli F. et al. Role of busulfan and total-body irradiation on growth of prepubertal children receiving bone-marrow transplantation and results of treatment with recombinant human growth-hormone // Blood. 1995. Vol. 86. N. 2. P. 825–831.
- Hui S., 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.

15. Wong J., Liu A., Schultheiss T. et al. Targeted total marrow irradiation using three-dimensional image-guided tomographic intensity-modulated radiation therapy: an alternative to standard total body irradiation // *Biol. Blood Marrow Transplant.* 2006. Vol. 12. № 3. P. 306–315.
16. 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.
17. Corvut 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 // *Radiother. Oncol.* 2011. Vol. 98, № 3, P. 382–386.
18. Aydogan B., Kavak G., Koshy M. et al. Initial clinical experience with linac-based intensity modulated total marrow irradiation (IM-TMI) // *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2011. Vol. 81. № 2. P. S200.
19. Patel P., Aydogan B., Koshy M. et al. Combination of linear accelerator-based intensity-modulated total marrow irradiation and myeloablative fludarabine/busulfan: A phase I study // *Biol. Blood Marrow Transplant.* 2014. Vol. 20. № 12. P. 2034–2041.
20. Han C., Schultheiss T.E., Wong J.Y.C. VMAT in total marrow irradiation. Dosimetric study of volumetric modulated arc therapy fields for total marrow irradiation // *Radiother. Oncol.* 2012. Vol. 102. P. 315–320
21. Fogliata A., Cozzi L., Clivio A. Preclinical assessment of volumetric modulated arc therapy for total marrow irradiation // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2011. Vol. 80. № 2. P. 628–636.
22. Wong J.Y.C., Liu A., Schultheiss T. et al. Total marrow irradiation using three-dimensional image-guided tomographic intensity-modulated radiation therapy: An alternative to standard total body irradiation. // *Biol. Blood and Marrow Transplantation.* 2012. Vol. 12. P. 306–315.
23. Springer A., Hammer J., Winkler E. et al. Total body irradiation with volumetric modulated arc therapy: Dosimetric data and first clinical experience // *Biomed. Central Radiat. Oncol.* 2016. Vol. 11. P. 46.
24. Кобызева Д.А., Масчан М.А., Виллих Н.А. и соавт. Первый российский опыт применения Томотерапии для проведения тотального облучения тела у детей // *Росс. ж. детской гематол. и онкол.* 2016. Том 3. № 2. С. 64–67.
25. Chakraborty S., Cheruliyil S., Bharthan R.K., Muttath G.. Total body irradiation using VMAT (RapidArc): A planning study of a novel treatment delivery method // *Int. J. Cancer Therapy and Oncology*, 2015. Vol. 3. № 2.
26. IMPAC Medical Systems LRMMON0001/7.0. Monaco dose calculation. Technical reference (Elekta). 2014.
27. Podgorsak E.B. (ed). Total body irradiation // In: *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students.* – Vienna: IAEA. 2005. P. 516–522.
28. Van Dyk, Chairman J., Galvin J.M. et al. The physical aspects of total and half body photon irradiation. AAPM report TG-29. 1986.
29. Whole body radiotherapy: A TBI-guideline. // *J. Med. Phys.* 2006. Vol. 31. P. 5–12.

DOSIMETRIC PLANNING OF TOTAL BODY IRRADIATION FOR PEDIATRIC PATIENTS WITH MALIGNANT HEMATOLOGICAL DISEASES USING VMAT ON ELEKTA SYNERGY

A.A. Loginova, D.A. Kobyzeva

D. Rogachev National Medical Research Center of Pediatric Hematology, Oncology and Immunology, Moscow, Russia

Four pediatric patients with different height were chosen to demonstrate, that total body irradiation (TBI) using VMAT is one of the opportunities providing the optimization of treatment by the decreasing the doses to organs at risk (lungs, kidneys and lenses) maintaining maximum control of dose distribution in target. Nevertheless, the treatment planning procedure in the case of TBI using VMAT introduces additional requirements for planning station's hardware, takes a long time and human resources.

Key words: *radiation therapy, children, total body irradiation (TBI), VMAT, linac Elekta Synergy, treatment planning system Monaco 5.10*

E-mail: aloginovaa@gmail.com