

Возможность плавного регулирования энергии электронов позволяет минимизировать объем поверхностно стерилизуемого продукта (например - облучать только скорлупу яйца, в том числе через пластиковую тару), а, следовательно, исключить воздействия электронного пучка непосредственно на продукт. При этом доза от тормозного излучения (при стерилизационных дозах на поверхности от электронов) будет на уровне десятых долей Гр, т.е. безопасных даже для живых организмов. Важно значение при такой поверхностной стерилизации имеет высокая производительность (до 0,5 млн. яиц в смену для одного ускорителя УРТ-0,5) и низкая стоимость облучения (менее 1 руб. за десяток яиц).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Соковнин С.Ю. Наносекундные ускорители электронов для радиационных технологий. – Екатеринбург: Уральский ГАУ, 2017, – 348с. ISBN: 978-5-7691-2494-5

ДОЗИМЕТРИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДИК ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ОДНОВРЕМЕННОГО ИНТЕГРИРОВАННОГО БУСТА ДЛЯ ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВЫ И ШЕИ

О.М. Стахова^{1,2}, Е.С. Сухих^{1,3}

¹Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

²ГАУЗ ТО МКМЦ «Медицинский город»,

Россия, г. Тюмень, ул. Барнаульская, 32, 625000

³Томский областной онкологический диспансер,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 115, 634009

E-mail: oms5@tpu.ru

Актуальность. Согласно статистическим данным, злокачественные опухоли головы и шеи составляют около 5% случаев, от общих случаев заболеваемости раком во всём мире [1]. Подавляющее большинство больных (60-70%) поступают на лечение с III-IV стадиями заболевания. Около 90% больных – люди работоспособного возраста (30-60 лет) [2-4].

Классически, таких пациентов лечили при помощи трехмерной конформной лучевой терапии (3D-CRT), где последовательно облучался весь объём мишени, а затем дополнительную дозу облучения доставляли в область с более высоким риском заболевания. Пациенты часто испытывали тяжелую острую и позднюю токсичность, включая мукозит, дерматит и ксеростомию. С внедрением лучевой терапии с модуляцией интенсивности (IMRT) появилась возможность улучшить конформность высоких доз, минимизировать радиационную токсичность при сохранении аналогичных показателей контроля [5-8]. IMRT в то же время позволяет одновременно доставлять различные уровни дозы в отдельные зоны риска в пределах одной фракции лечения (simultaneous integrated boost - SIB) так, чтобы суммарные дозы на эти области были достигнуты за одно количество фракций [9-10]. Преимущества IMRTSIB включают повышение эффективности планирования и снижение неопределенности, поскольку полная доза облучения учитывается в одном плане [11]. Кроме того, эскалация дозы снижает общее время облучения, что важно для опухолей головы и шеи, отличающихся высокой скоростью пролиферации [12], и при хороших дозиметрических выходных данных, потенциально улучшает контроль опухоли, тем самым повышая эффективность лучевой терапии [13-14].

Целью данной работы является проведение дозиметрического сравнения методик лучевой терапии IMRT (step and shoot и sliding window) и VMAT для пациента с опухолью дна полости рта IV стадии.

Материалы и методы. В рамках исследования был проведён анализ дозиметрических данных пациента, для которого было составлено предписание к проведению лучевой терапии в режиме SIB, выделены зоны планируемого объёма высокого риска (planning target volume – PTV-T), суммарная доза (СОД) для которого составила 70 Гр, а также зона шейных лимфоузлов слева – PTV-NL (СОД 66 Гр) и справа PTV-NR (СОД 56 Гр), за общее количество фракций равное 35. Учитывалась доза на такие органы риска как околоушные слюнные железы, спинной мозг, ствол мозга [15]. Результаты приведены в таблицах 2-5.

Для реализации планов IMRT использовалось 9 терапевтических пучков, через равный интервал 40°. Расчет дозы производился при помощи алгоритма AAA (Analytical Anisotropic Algorithm). Выбранная сетка расчёта 0,25 см.

По методике VMAT использовались две арки по и против часовой стрелки с дугой 360° и поворотом коллиматора 30°.

Все планы были выполнены при использовании ускорителя Varian TrueBeam STx с тормозным излучением 6 МВ, толщина лепестка многолепесткового коллиматора – 0,25-0,5 см, максимальная скорость движения лепестков – 2,5 см/с. Максимальный размер поля 22×34 см. Максимальная скорость движения гентри 4,8°/с, мощность дозы достигает 600 МЕ/мин.

Толерантные уровни органов риска (ОР), учитываемых в данном исследовании и вероятности их осложнений (ВО), приведены в таблице 1, в соответствии с протоколом QUANTEC.

Таблица 1. Толерантность ОР.

ОР	QUANTEC
Околоушные слюнные железы	С двух сторон: D _{сред} <25 Гр (ВО<20%), D _{сред} <39 Гр (ВО<50%);
Спинной мозг	D _{max} =50 Гр (ВО<0.2%), D _{max} =60 Гр (ВО<6%), D _{max} =69 Гр (ВО<50%).
Ствол мозга	D _{max} <54 Гр (ВО<5%),

Результаты. Сравнение параметров планов IMRT (S&S, SW), VMAT было выполнено при помощи данных распределения дозы в объёме и индекса гомогенности (HI –Homogeneity Index) для мишени (отношение доз PTV полученных в 5 и 95% объёма) [16].

Таблица 2. Результаты планирования для PTV-T.

	S&S	SW	VMAT
D5 (Gy)	73.4	74.3	74.3
D50 (Gy)	69,6	72.1	70.6
D95 (Gy)	66,4	70.6	69.8
HI	1.12	1.06	1.06

Таблица 3. Результаты планирования для PTV-NL.

	S&S	SW	VMAT
D5 (Gy)	68.5	70.1	70.1
D50 (Gy)	64.5	67,8	67.2
D95 (Gy)	60.1	65.3	62.4
HI	1,14	1.07	1.12

Таблица 4. Результаты планирования для PTV-NR.

	S&S	SW	VMAT
D5 (Gy)	58.2	58.6	58.6
D50 (Gy)	54.8	56.1	56.5

D95 (Gy)	50.8	51.8	51.3
HI	1.15	1.13	1.14

Таблица 5. Дозовая нагрузка на ОР.

ОР	S&S	SW	VMAT
Околоушная слюнная железа справа, $D_{\text{сред}}$	17.7	17.1	17.1
Околоушная слюнная железа слева, $D_{\text{сред}}$	16.6	20.5	17,6
Спинальный мозг, D_{max}	34,4	32.8	36.6
Ствол мозга, D_{max}	12,5	15.9	10.0

Выводы. Преимуществом использования техник IMRT/VMAT перед 3DCRT является уменьшенная нагрузка на ОР, в частности на слюнные железы, позволяющая остаться в пределах толерантности органов. В случае VMAT получается более гибкое распределение дозы для мишени и слюнных желез, прекращение функционирования которых сильно сказывается на качестве жизни больного.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Union for International Cancer Control. Head and neck cancer. Review of Cancer Medicines on the WHO List of Essential Medicines, 2014.
2. Староха Е.В. Химиолучевая терапия в комбинированном лечении больных раком гортани и гортаноглотки / Е.В. Староха, С.Ю. Чижевская ГУ «НИИ онкологии ТНЦ СО РАМН», г. Томск [Электронный ресурс]
3. Злокачественные опухоли. RUSSCO. 2017. Т.7. С.32–60. [Zlokachestvennyye opuholi. RUSSCO. 2017. Т.7. S.32–60 (in Russian)].
4. Онкология. Клинические рекомендации / под ред. М. И. Давыдова. М.: РОИЦ. 2015. 680 с. [Onkologija. Klinicheskie rekomendacii / pod red. M. I. Davydova. M.: RONC. 2015. 680 s. (in Russian)].
5. Cozzi L, Fogliata A, Bolsi A, Nicolini G, Bernier J (2004) Three-dimensional conformal vs. intensity-modulated radiotherapy in head-and-neck cancer patients: comparative analysis of dosimetric and technical parameters. Int J Radiat Oncol Biol Phys 58: 617–624. [PubMed] [Google Scholar]
6. Palazzi M, Orlandi E, Pignoli E, Lualdi M, Zonca G, et al. (2006) Target coverage in head and neck cancer treated with intensity-modulated radiotherapy: a comparison between conventional and conformal techniques. Tumori 92: 503–510. [PubMed] [Google Scholar]
7. Xia P, Fu KK, Wong GW, Akazawa C, Verhey LJ (2000) Comparison of treatment plans involving intensity-modulated radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma. Int J Radiat Oncol Biol Phys 48: 329–337. [PubMed] [Google Scholar]
8. Nutting CM, Morden JP, Harrington KJ, Urbano TG, Bhide SA, et al. (2011) Parotid-sparing intensity modulated versus conventional radiotherapy in head and neck cancer (PARSPORT): a phase 3 multicentre randomised controlled trial. Lancet Oncol 12: 127–136. [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar]
9. Mohan R, Wu Q, Manning M, Schmidt-Ullrich R (2000) Radiobiological considerations in the design of fractionation strategies for intensity-modulated radiation therapy of head and neck cancers. Int J Radiat Oncol Biol Phys 46: 619–630. [PubMed] [Google Scholar]
10. Radiobiological basis and clinical results of the simultaneous integrated boost (SIB) in intensity modulated radiotherapy (IMRT) for head and neck cancer: A review. Orlandi E, Palazzi M, Pignoli E, Fallai C, Giostra A, Olmi P Crit Rev Oncol Hematol. 2010 Feb; 73(2):111-25.[PubMed] [Ref list]
11. Comparison of 3D Conformal Radiotherapy and Intensity Modulated Radiotherapy with or without Simultaneous Integrated Boost during Concurrent Chemoradiation for Locally Advanced Head and Neck Cancers Michael T. Spiotto, Ralph R. Weichselbaum, Kevin Camphausen, Editor

12. Maciejewski B., Withers H. R., Taylor J. M.G., Hliniak A. Dose fractionation and regeneration in radiotherapy for Cancer of the oral cavity and oropharynx: tumor dose-response and repopulation // Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 1989. Vol. 16. P.831–843.
13. Сухих Е.С., Подоплекин Д.М., Сухих Л.Г., Шейно И.Н., Ижевский П.В. Оценка вероятности локального контроля в зависимости от фракционирования для рака корня языка. РМЖ «Медицинское обозрение» №6 от 30.08.2018 стр. 13-18.
14. William Vladimir Ona Rodriguez. Comparison between 3D-CRT and Modulated Techniques for Head-and-Neck and Breast. Cite as: AIP Conference Proceedings 2003, 020008 (2018).
15. Soren M. Bentzen et al. Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC): An Introduction to the Scientific Issues. [Электронный ресурс]
16. Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). 2010

РАСЧЕТ РАДИАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ ПРОЦЕДУРНОГО ПОМЕЩЕНИЯ КЛИНИЧЕСКОГО УСКОРИТЕЛЯ

Чан Ньян Хау, И.А. Милойчикова, Н.Д. Тургунова

Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

E-mail: nhanhau.tran92@gmail.com

Лечение злокачественных новообразований является актуальной проблемой медицинского сообщества. Одним из направлений в лечении является лучевая терапия. Применение высокотехнологичной лучевой терапии привело к усложнению процедур радиационной защиты персонала. Целью данной работы является расчет радиационной защиты процедурного помещения (каньона) и лабиринта для обеспечения безопасности проведения сеансов лучевой терапии на клиническом ускорителе электронов TrueBeam фирмы Varian при облучении пучками фотонов с энергией 10 МэВ.

Медицинские ускорители при больших энергиях электронов являются источниками не только тормозного излучения, но и фотонейтронов. Поэтому, защита от фотонейтронов должна рассчитываться так же подробно, как и от тормозного излучения. При расчетах защиты процедурных помещений от тормозного излучения на больших энергиях выделяют первичную и вторичную защиты. Толщина вторичной защиты определяется как тормозным излучением, так и излучением утечки. Для расчета первичной защиты от тормозного излучения было использовано два метода: метод номограмм и метод слоев ослабления. Для расчета вторичной защиты от тормозного излучения был проведен расчет толщины защиты от рассеянного тормозного излучения. Расчет толщины вторичной защиты от излучения утечки проводился также как при расчете защиты от первичного тормозного излучения.

Для электронных ускорителей на энергии более 10 МэВ вклад в дозу на входе в лабиринт вносят: тормозное излучение основного пучка, гамма-излучение радиационного захвата и фотонейтроны. Для расчета лабиринтной защиты был проведен расчет мощности эквивалентной дозы на его входе.

На основе полученных результатов были сделаны следующие выводы: конечная толщина защиты стен процедурной ускорителя определяется тормозным излучением, т.к. вклад от нейтронного излучения минимален; толщина защитной двери на входе в лабиринт для процедурного помещения (каньона) с