

ОЦЕНКА STV-PTV ОТСТУПА В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВЫ И ШЕИ ПРИ ЕЖЕДНЕВНОЙ УКЛАДКЕ С ПОМОЩЬЮ МЕГАВОЛЬТНОЙ КТ-ВИЗУАЛИЗАЦИИ В КОНИЧЕСКОМ ПУЧКЕ

К.С. Бессарабова, А.В. Михайлова, И.М. Лебедеенко, Т.А. Крьюлова
Национальный исследовательский медицинский центр онкологии
им. Н.Н. Блохина Минздрава РФ, Москва

Цель: Произвести оценку геометрических неточностей позиционирования пациентов с опухолями головы и шеи (ОГШ) при ежедневной укладке на терапевтическом ускорителе тоннельного типа Halcyon с помощью мегавольтной КТ-визуализации в коническом пучке (англ. MV-CBCT). Определить возможность изменения величины STV-PTV отступа при оконтуривании опухолей данной локализации.

Материал и методы: Проведено повторное совмещение симуляционных киловольтных КТ-снимков с изображениями, полученными с использованием MV-CBCT при реализации онлайн протокола для 35 пациентов с ОГШ. При анализе выявлено различие между полученными результатами и величинами смещений при онлайн коррекции. По разнице смещений рассчитан STV-PTV отступ, учитывающий результаты ежедневной визуализации.

Результаты: Получены величины STV-PTV отступов: 2,4 мм в вертикальном направлении, 2,1 мм вдоль и 2,5 мм вбок. Для двух пациентов отмечено отклонение в большую сторону от величины отступа в 5 мм, применяемого в отделении.

Выводы: Уменьшение STV-PTV отступа до 2,5 мм небезопасно, так как не гарантирует корректное подведение дозы к STV для всех пациентов. Необходимо проведение рутинной работы в Offline Review для выявления проблемных случаев и определения для таких пациентов индивидуального STV-PTV отступа.

Ключевые слова: лучевая терапия, опухоли головы и шеи, коррекция позиционирования, ежедневная MV-CBCT визуализация, STV-PTV отступ

DOI: 10.52775/1810-200X-2022-94-2-5-11

Введение

Основная задача лучевой терапии (ЛТ) – разрушение опухоли с минимальным лучевым повреждающим воздействием на окружающие ее нормальные ткани. Результаты ЛТ зависят от многих факторов, в том числе от точности подведения дозы к мишени облучения. В докладе № 83 Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям (МКРЕ) [1] рассматриваются понятия объемов облуче-

ния: определяемый объем опухоли (GTV), клинический объем мишени (CTV), внутренний объем мишени (ITV), планируемый объем мишени (PTV), критические структуры. Структуры GTV, CTV и ITV являются клиническими и определяются особенностями биологии опухолевого процесса, клиническим проявлением онкологического заболевания и индивидуальными анатомо-функциональными особенностями пациента. Структура PTV является гео-

метрической величиной и включает в себя геометрические неопределенности каждодневных укладок и допуски аппарата [2]. СТВ-РТV отступ учитывает как внутренние изменения (изменение в положении, форме и размере СТВ), так и внешние (позиционирование пациента и пучка).

При проведении дистанционной ЛТ крайне важным является корректное позиционирование пациента. Для его иммобилизации применяются фиксирующие устройства, что позволяет снизить погрешность укладки, но окончательно не устраняет ее. Повысить точность позиционирования позволяет ежедневная визуализация перед началом сеанса облучения. Мы рассмотрели систематические и случайные погрешности, возникающие при укладке, способы их вычисления, провели повторное совмещение симуляционных КТ-снимков, на основе которых рассчитывался лечебный план, с изображениями, полученными при ежедневной визуализации. Анализ осуществлялся для пациентов с опухолями головы и шеи (ОГШ). На основе разницы смещений оценены величины СТВ-РТV отступов, учитывающих реализацию онлайн протокола.

Материал и методы

Согласно подходу [3], СТВ-РТV отступ отражает систематические и случайные погрешности лечения. Систематические погрешности возникают при позиционировании пациента на столе ускорителя относительно положения мишени при дозиметрическом планировании и повторяются ежедневно. К ним относятся погрешности, возникающие при оконтуривании мишени, изменении положения мишени или ее формы, ошибке в передаче информации, неверном истолковании инструкций по укладке.

Случайные погрешности (неопределенности) характеризуют смещение мишени относительно систематической погрешности, то есть описывают разброс значений относительно "постоянной" погрешности. Существует несколько факторов, привносящих в лечебный процесс случайные погрешности: движение пациента и его органов, различия в ежедневных укладках, отклонения, связанные с работой оборудования, непостоянство в интерпретации кожных меток. Систематическая погрешность смещает изодозное распределение относитель-

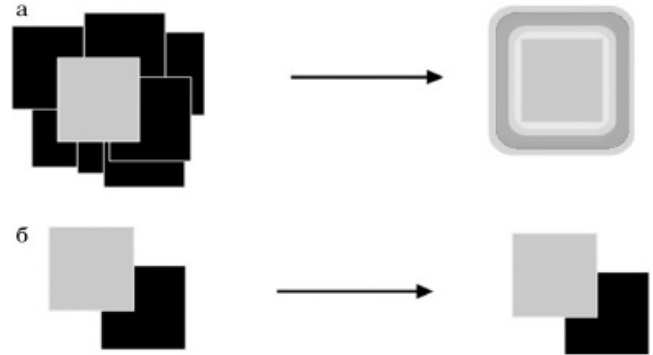


Рис. 1. Случайная погрешность (а) приводит к размыванию изодозного распределения, а систематическая (б) приводит к смещению дозы относительно запланированного положения [2]

но запланированного, а случайная приводит к размыванию дозы по краям мишени (рис. 1).

По полученному отклонению Δ_i за i -ю фракцию для каждого пациента (обозначается p) можно рассчитать индивидуальную систематическую погрешность m_p (среднее отклонение, полученное за n_p измерений) и среднюю случайную погрешность σ_p :

$$m_p = \frac{1}{n_p} \sum_{i=1}^{n_p} \Delta_i, \quad (1)$$

$$\sigma_p = \sqrt{\frac{1}{n_p - 1} \sum_{i=1}^{n_p} (\Delta_i - m_p)^2}. \quad (2)$$

Для группы из P пациентов можно вычислить общую систематическую Σ_{setup} и случайную σ_{setup} погрешности позиционирования, а также среднее общее систематическое отклонение m_{overall} . Группой можно считать когорту пациентов с одинаковой локализацией, методикой укладки, фиксирующими устройствами, способом визуализации перед сеансом облучения.

$$m_{\text{overall}} = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P m_p, \quad (3)$$

$$\Sigma_{\text{setup}} = \sqrt{\frac{1}{P-1} \sum_{p=1}^P (m_p - m_{\text{overall}})^2}, \quad (4)$$

$$\sigma_{\text{setup}} = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P \sigma_p. \quad (5)$$

Для того, чтобы вычислить полную систематическую (Σ) и случайную (σ) погрешности,

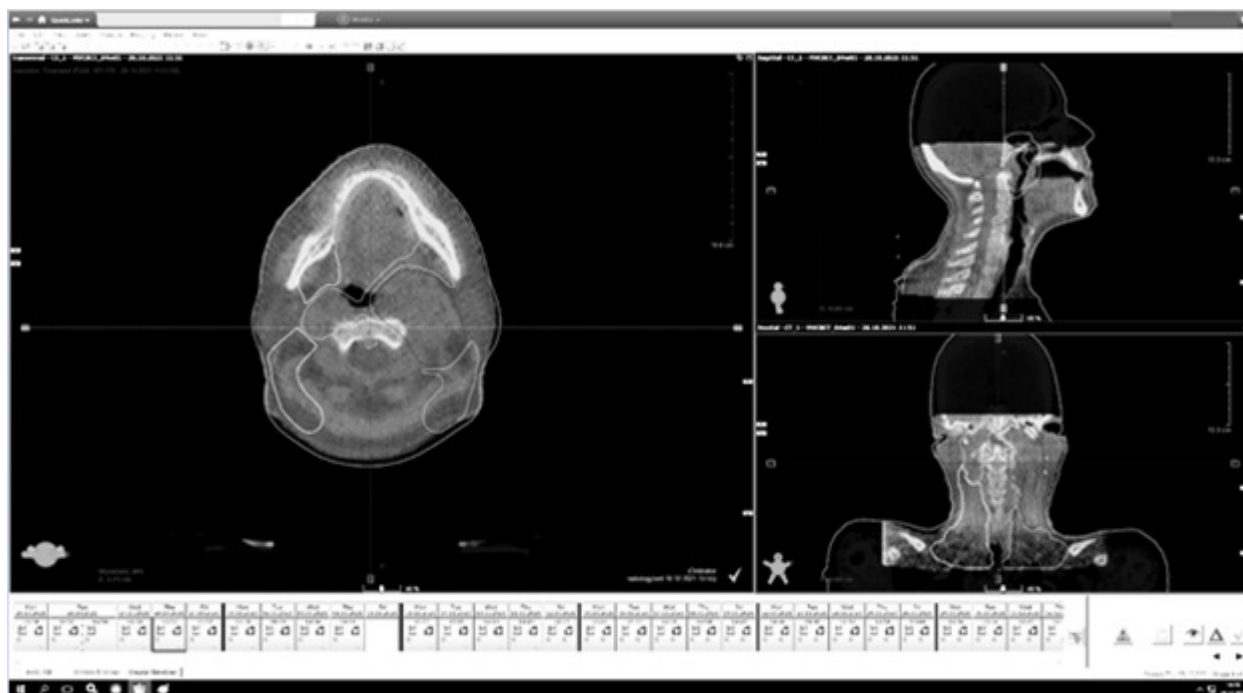


Рис. 2. Раздел Offline Review СП Eclipse

необходимо принять в расчёт также погрешности оконтуривания $\Sigma_{\text{delineation}}$ и движения мишени Σ_{motion} и σ_{motion} :

$$\Sigma = \sqrt{\Sigma_{\text{delineation}}^2 + \Sigma_{\text{motion}}^2 + \Sigma_{\text{setup}}^2}, \quad (6)$$

$$\sigma = \sqrt{\sigma_{\text{motion}}^2 + \sigma_{\text{setup}}^2}. \quad (7)$$

В работе [4] предлагается определять CTV-PTV отступ, учитывая систематическую (Σ) и случайную (σ) погрешность по формуле:

$$\text{Отступ CTV-PTV} = 2,5\Sigma + 0,7\sigma. \quad (8)$$

Применение данной формулы для вычисления CTV-PTV отступа гарантирует, что у 90 % пациентов CTV будет покрываться 95 % изодозой. Для уменьшения величины отступа необходимо минимизировать систематическую и случайную погрешности, но как видно из формулы (8), систематическая вносит больший вклад.

При реализации онлайн протокола коррекции систематических и случайных ошибок пациента позиционируют по внешним маркерам и проводят визуализацию перед каждым сеансом облучения. Положение пациента корректируется с учетом отклонения от исходного симуляционного КТ-снимка. При таком подходе точность позиционирования пациента зави-

сит от выбранного метода визуализации и от наличия имплантированных маркеров. Данный протокол позволяет минимизировать как систематические, так и случайные ошибки.

Анализ полученных при укладке изображений, а также дополнительная офлайн коррекция в системе планирования (СП) Eclipse может быть произведена в разделе Off-line Review в удобное для персонала время. Внешний вид рабочего пространства данного раздела представлен на рис. 2.

Для удобства анализа существует несколько цветовых режимов и вариантов совмещения, которые позволяют при наложении изображений друг на друга отслеживать различия в позиционировании пациента. Офлайн анализ проводился с помощью функции Auto Matching раздела Off-line Review СП Eclipse (рис. 3).

При установке параметров совмещения отмечают рассматриваемые направления смещений (снизу-наверх – Vrt, слева-направо – Lat, кранио-каудальное – Lng). Ротационное смещение в данном исследовании не учитывалось, так как стол ускорителя тоннельного типа Halcyon (Varian) имеет 3 степени свободы. Совмещение можно производить по области интереса (Volume of Interest – VOI) и по областям с

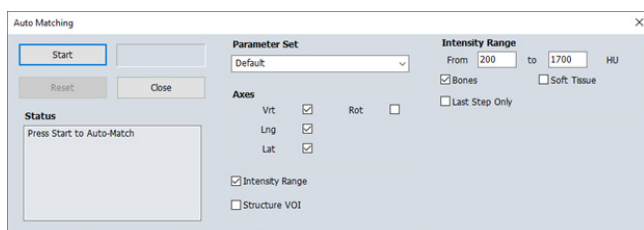


Рис. 3. Окно для ввода параметров автоматического совмещения изображений

определенной интенсивностью (Intensity Range). Для ОГШ оправданным является совмещение по костным структурам, так как смещение СТВ относительно них достаточно мало. При выборе в окне ввода параметров в качестве объекта совмещения костных структур автоматически выставляется диапазон от 200 до 1700 единиц Хаунсфилда (HU).

В результате совмещения параметры смещений, полученных онлайн во время укладок, а также данные офлайн анализа выводятся в виде набора данных, которые можно просмотреть в виде таблицы или графика, а также скачать в виде файла с расширением .txt. Для анализа расхождения данных написана программа в среде программирования MATLAB. При реализации данной программы формируется таблица систематических и случайных погрешностей позиционирования, рассчитанных по разнице двух смещений в каждом направлении для конкретной фракции. По формуле (8) на основании этой разницы рассчитывался СТВ-РТВ отступ.

В НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина МЗ РФ проведено лечение 35 пациентов с ОГШ. Для всех пациентов использован онлайн протокол коррекции систематических и случайных погрешностей. Лечение проводилось на ускорителе тоннельного типа Halcyon 2 при помощи метода VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) в положении лежа на спине с использованием термопластической маски и подголовника в качестве фиксирующих приспособлений (рис. 4).

Число фракций варьировалось от 30 до 35, визуализация проводилась ежедневно методом MV-СВСТ.

С помощью раздела Off-line Review системы планирования Eclipse проведен повторный анализ совмещения изображения киловольтного КТ, применявшегося для клинической топометрии, и снимков MV-СВСТ. При офлайн анализе совмещение производилось по кост-

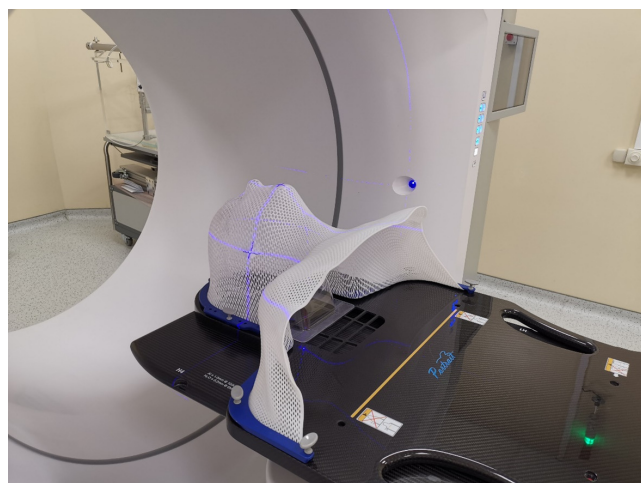


Рис. 4. Термопластическая маска для укладки пациентов с ОГШ на ускорителе Halcyon

ным структурам: основанию черепа, нижней челюсти и первым трем шейным позвонкам С1-С3.

Результаты

В результате проведения офлайн совмещения изображений для 35 пациентов с ОГШ сделан вывод о расхождении величин смещений, полученных онлайн и офлайн. Гистограммы средних расхождений величин смещений, полученных при онлайн коррекции и при офлайн анализе, представлены на рис. 5.

Разница между величинами смещений в направлении Vrt для большинства пациентов укладывается в диапазон $[-1,5; 1]$ мм, в то же время для 13-го пациента отмечено отклонение в $-2,67$ мм, превышающее размер указанного интервала. В направлении Lng разница смещений в целом заключена в диапазоне $[-1; 1]$ мм с несколькими отклонениями в отрицательную сторону (максимальная величина $-1,88$ мм). Для направления Lat значения также в большинстве случаев укладываются в интервал $[-1; 1]$ мм с отклонениями для нескольких пациентов ($-1,82$ мм для 7-го и $2,73$ мм для 9-го).

По формулам (1–5) произведен расчёт систематической и случайной погрешностей. Проведено сравнение полученных величин систематической и случайной погрешностей с величинами, представленными в исследованиях [5–7]. Результаты представлены в табл. 1.

При сравнении результатов собственных исследований с литературными данными сделан вывод о совпадении по порядку величины.

Таблица 1

Сравнение собственных и литературных данных по систематической и случайной погрешностям

Название исследования	Систематическая погрешность Σ , мм			Случайная погрешность σ , мм		
	Vrt	Lng	Lat	Vrt	Lng	Lat
Собственные результаты	0,69	0,56	0,76	0,95	0,92	0,87
Gupta, 2007	0,96	1,2	0,98	1,94	2,48	1,97
Ashour, 2017	0,15	0,13	0,12	1,4	1,2	0,3
Deb, 2019	1,4	1,1	2,1	0,5	0,0	-0,3

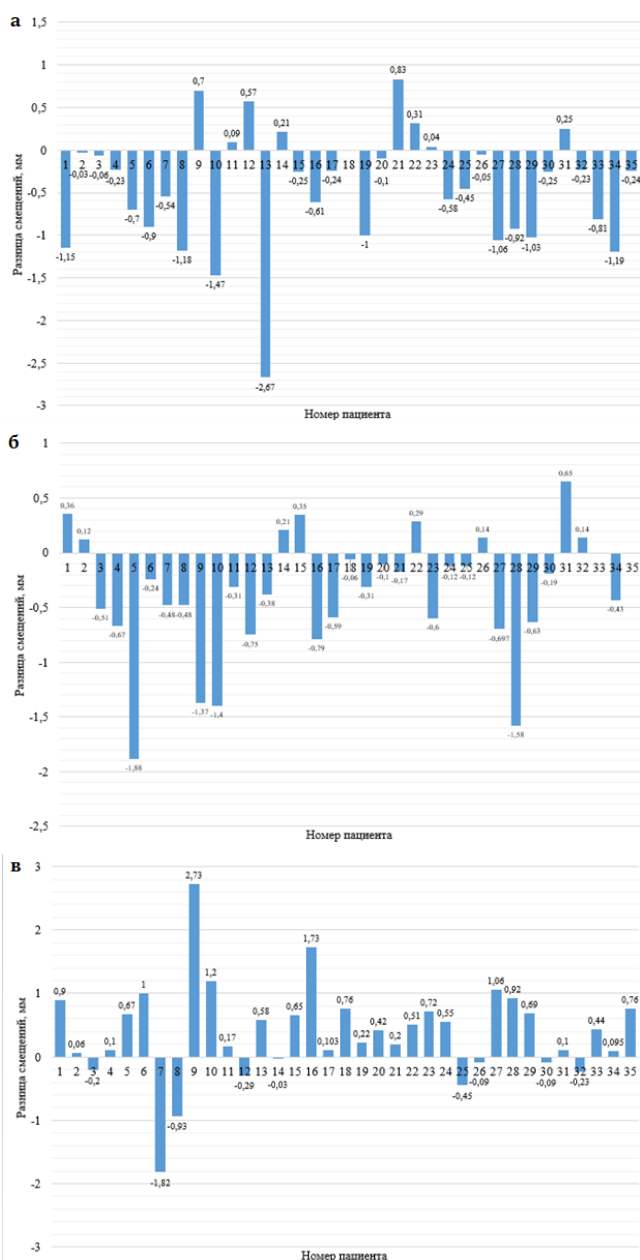


Рис. 5. Гистограмма разности между величинами онлайн коррекции и офлайн коррекции для 35 пациентов с ОГШ: (а) Vrt, (б) Lng, (в) Lat

На гистограмме (рис. 6) представлены рассчитанные индивидуальные CTV-PTV отступы для каждого из 3 направлений.

На рис. 6 для двух пациентов заметно существование отклонения в большую сторону от величины отступа в 5 мм, применяемого в отделении. У одного из них облучение проводилось после резекции нижней челюсти, сделавшей совмещение по костным структурам неинформативным. Это привело к большим расхождениям результатов онлайн коррекции и офлайн анализа, и, соответственно, к большим значениям CTV-PTV отступа: 2,4 мм в Vrt, 3,8 мм в Lng и 7,5 мм в Lat. Был сделан вывод о необходимости проведения рутинной работы в Offline Review для выявления проблемных случаев и определения для таких пациентов индивидуального CTV-PTV отступа.

В результате исследования получены величины отступов при оконтуривании CTV, PTV: 2,4 мм в направлении Vrt, 2,1 мм в Lng и 2,5 мм в Lat. Данные отступы являются небольшими, но сокращение до 2,5 мм мы не считаем оправ-

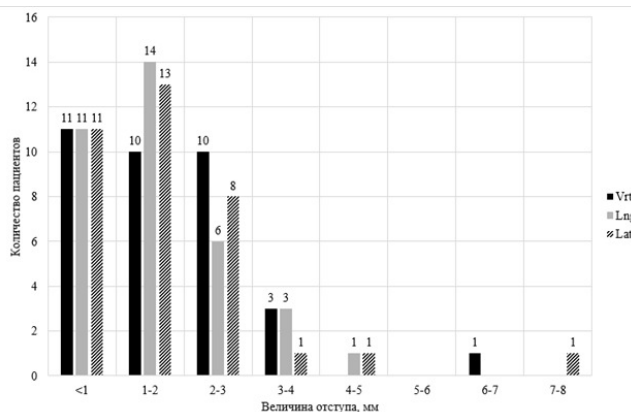


Рис. 6. Гистограмма индивидуальных CTV-PTV отступов для 35 пациентов с ОГШ при проведении офлайн анализа смещений

Таблица 2

Сравнение собственных и литературных данных по величинам CTV-PTV отступов

Название исследования	CTV-PTV отступ, мм		
	Vrt	Lng	Lat
Собственные результаты	2,4	2,1	2,5
Gupta, 2007	3,76	4,74	3,83
Ashour, 2017	3,8	3,3	3
Deb, 2019	4,7	6,1	5,6

данным, так как существуют дополнительные погрешности, которые не учитывались в данной работе (интрафракционное движение и параметры облучения).

Проведено сравнение полученных величин CTV-PTV отступов с представленными в литературных источниках [5–7], результаты представлены в табл. 2.

Заключение

Полученные величины систематических и случайных погрешностей, а также CTV-PTV отступов соответствуют данным, представленным в работах [5–7]. По результатам исследования сделан вывод о необходимости расчёта индивидуального отступа, исходя из анатомических особенностей пациента, а также внедрения рутинной практики работы в разделе Offline Review для контроля проводимого лечения и повышения качества ЛТ.

Список литературы

1. ICRU: Prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy. ICRU Report 83. International Commission on Radiation Units and Measurements. 2010.
2. Михайлова АВ, Булычкин ПВ, Ткачев СИ. Коррекция позиционирования пациентов при лечении больных рецидивом рака предстательной железы. Медицинская физика. 2015; 4(66): 42-6. [Mikhailova AV, Bulychkin PV, Tkachev SI. Correction of patient positioning in the treatment of patients with recurrent prostate cancer. Medical Physics. 2015; 4(66): 42-6 (in Russian)].
3. Geometric Uncertainties in Radiotherapy. – London, UK: The British Institute of Radiology, 2003.
4. Stroom JC, de Boer HC, Huizenga H. et al. Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1999; 43 (4): 905-19.
5. Gupta T. et al. Assessment of three-dimensional set-up errors in conventional head and neck radiotherapy using electronic portal imaging device. Radiation Oncology. 2007; 2(1): 1-8.
6. Ashour M. G. et al. Measuring radiotherapy setup errors in IMRT treated head and neck cancer patients requiring bilateral neck irradiation, NCI-Egypt experience. Journal of Cancer Therapy. 2017; 8 (13): 1160-8.
7. Deb J. et al. Retrospective analysis of random and systematic errors in radiation therapy of head and neck cancer patients and its clinical predictive implications with VMAT treatment. International Journal of Research in Medical Sciences. 2019; 7 (7): 2758-2763.

EVALUATION OF CTV TO PTV MARGIN FOR HEAD AND NECK CANCER WITH DAILY SETUP USING MVCBCT IMAGING

*K.S. Bessarabova, A.V. Mikhailova, I.M. Lebedenko, T.A. Krylova
N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology, Moscow, Russia*

Purpose: Geometrical inaccuracies of setup using MV-CBCT imaging for patients with head and neck cancer were evaluated. Possibility of modifying of CTV to PTV margin while delineation of such tumors was estimated.

Materials and methods: Additional adjustment of simulation kV CT pictures with MV-CBCT images received during the implementation of the online protocol was conducted for 35 patients with head and neck cancer. Offline analysis revealed the discrepancy in the results of online correction and offline analyses. CTV to PTV margin considering daily setup was computed.

Results: Obtained values of CTV to PTV margin: 2.4 mm in Vrt, 2.1 mm in Lng and 2.5 mm in Lat. Upward variations from 5 mm margin used in unit were registered for 2 patients.

Conclusions: Reduction of CTV to PTV margin up to 2.5 mm is precarious because CTV dose coverage is not reasonable for all patients. Implementation of routine work practice in Off-line Review is required for identification of problem cases and determination of individual CTV to PTV margin.

Key words: *radiation therapy, head and neck cancer, patient position correction, MV-CBCT imaging, CTV to PTV margin*

E-mail: bessarabova.kseniya@yandex.ru