

**СРАВНЕНИЕ АЛГОРИТМОВ РАСЧЕТА ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В СИСТЕМЕ  
ПЛАНИРОВАНИЯ XiO ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ**

М.А. Синягина<sup>1,2</sup>, Е.С. Сухих<sup>1,2</sup>

Научный руководитель: старший преподаватель, к.ф.-м.н., Е.С. Сухих

<sup>1</sup>Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

<sup>2</sup> ОГАУЗ «Томский областной онкологический диспансер»

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

E-mail: [sin-masha@mail.ru](mailto:sin-masha@mail.ru)

**COMPARISON ALGORITHMS OF DOSE CALCULATION FOR PLANNING SYSTEM XiO FOR  
USING IN CLINICAL PRACTICE**

M. A. Sinyagina<sup>1,2</sup>, E. S. Sukhikh<sup>1,2</sup>

Scientific Supervisor: assistant professor, PhD, E. S. Sukhikh

<sup>1</sup>Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

<sup>2</sup>Medical Physicist of State Regional Budget Health Care Institution "Tomsk Regional Oncology Center"

E-mail: [sin-masha@mail.ru](mailto:sin-masha@mail.ru)

**Abstract.** External photon beam radiotherapy (EBRT) is widely used for effective treatment of malignant tumors. Since March 2015 EBRT (3D conformal radiotherapy (3DCRT)) has been started in Tomsk Regional Oncology Center using a linear accelerator Elekta Synergy and treatment planning system XiO. For creating an adequate treatment plan is needed the right choice dose calculation algorithm in the planning system. The purpose of this work is research and comparison of the results of absorbed dose simulation by different algorithms.

**Введение.** С марта 2015 года на базе Томского областного онкологического диспансера проводится лучевая терапия с использованием аппаратов последнего поколения. Одним из таких является линейный ускоритель *Elekta Synergy*. Это аппарат, который используется для проведения наружной радиотерапии при злокачественных новообразованиях любых тканей и органов. На данный момент на линейном ускорителе осуществляется трехмерная конформная лучевая терапия (3DCRT) и лучевая терапия с модуляцией интенсивности (*I'mRT*).

При создании адекватных планов лечения в системе планирования *XiO* в клинической практике, т.е. скорость создания дозиметрического плана и точность расчета поглощенной дозы в гетерогенной среде (в пациенте), остро встает вопрос о выборе алгоритма расчета поглощенной дозы в планирующей системе. Поэтому целью данной работы было исследование и сравнение результатов расчёта поглощенной дозы с использованием всех имеющихся в системе планирования *XiO* алгоритмов, которые используются для соответствующих методик доставки дозы применяемых в клинической практике.

Для реализации данной цели было создано несколько планов лечения для методики доставки дозы 3DCRT. Для выбранной анатомической области (предстательная железа) и методики облучения использовались несколько алгоритмов расчета поглощенной дозы (*Convolution* и *Superposition*). Далее была проведена верификация дозиметрических планов на линейном ускорителе *Elekta Synergy* с использованием тканезквивалентного твердотельного фантома *I'mRT Phantom* с помощью

ионизационной камеры *CC13* и клинического дозиметра *DOSE1*, а также проведено сравнение измеренных данных по поглощенной дозе с ионизационной камерой и расчетных данных поглощенной дозы в системе планирования *XiO*.

**Экспериментальная часть.** Для проведения исследований по сравнению алгоритмов расчета был выбран план облучения рака предстательной железы. Составление плана производилось по рекомендациям МКРЕ-62 [1] с семи полей. По рекомендациям мирового стандарта, для *3DCRT* необходимо доставить к планируемому объему мишени (*PTV*) не менее 90-95% от предписанной дозы и не более чем 107% от предписанной дозы. Оценка покрытия мишени производится по статистике гистограммы доза-объем (*DVH*).

При расчете плана облучения использовалось два алгоритма расчета поглощенной дозы. Алгоритм расчета *Convolution* более быстр в расчетах по сравнению с алгоритмом *Superposition*, но он не учитывает гомогенность среды. Для каждого поля облучения было вычислено количество мониторинжных единиц, все расчеты производились автоматически в системе планирования *XiO*.

Первичная оценка проводилась на суммарную дозу по процентному покрытию мишени. В результате чего для алгоритма *Superposition* 95%-ная изодоза покрывает 97,45% от всего объема мишени, а для алгоритма *Convolution* – 97,72%, «горячая» область в обоих вариантах не превышает 2%, что полностью удовлетворяет требованиям *Quantec* [2]. На Рис. 1 представлен анатомический срез тела пациента с выделенной мишенью *PTV* и критическими органами, представлена геометрия пучков с изодозным распределением.

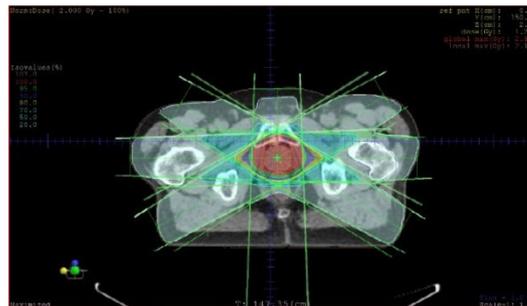


Рис. 1. Схема поперечного сечения анатомического среза тела пациента

Далее была проведена верификация планов лечения на тканеэквивалентном твердотельном фантоме *I'mRT Phantom* с учетом и без гомогенности среды. Для этого план реального пациента переносится на твердотельный фантом, с учетом разовой однократной дозы и количеством мониторинжных единиц для каждого пучка и для всего плана в целом. При использовании данного фантома может быть проведена только *1D* верификация (измерение абсолютной величины поглощенной дозы), что позволяет определить поглощенную дозу только в активном объеме камеры.

**Результаты.** Следующим этапом проведения верификации является реализация планов на линейном ускорителе. Для этого твердотельный фантом устанавливается на терапевтический стол имитируя тело пациента. Для абсолютных измерений поглощенной дозы использовался клинический дозиметр *DOSE1* и ионизационная камера *CC13*. По результатам облучения получили значение заряда  $k_q$ .

В соответствии со стандартными условиями поглощенная доза определяется выражением:

$$D_W = k_{TP} * N_{DW} * Q * k_{Q,Q_0} * k_{pol} * k_s,$$

где  $Q$  - заряд;

$N_{DW} = 8,857 * 10^7 \text{ Gy/C}$  - калибровочный коэффициент ионизационной камеры;

$k_{TP}$  - поправочный коэффициент для давления и температуры:  $T = 21^\circ\text{C}$ ,  $P = 100,3 \text{ кПа}$

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_0)} * \frac{P_0}{P} = 1,03,$$

где  $T$  и  $P$  – это давление и температура в полости на момент измерений,  $T_0$  и  $P_0$  - стандартные значения ( $101,325 \text{ кПа}$  и  $20^\circ\text{C}$ ).

$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$  – коэффициент поляризации, где  $M_+$  и  $M_-$  показания электрометра, полученные при положительной и отрицательной полярности соответственно, а  $M$  показание электрометра, полученное при обычно используемой полярности (положительной или отрицательной);

$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2$  – коэффициент рекомбинации ионов, где константы  $a_i$  представлены в табл. 9 [TRS398, стр.61] для импульсного и импульсно-сканирующего излучений [3].

Результаты измеренной дозы представлены в Таблице 1.

Таблица 1

Результаты расчетов

Алгоритм	Твердотельный фантом		Твердотельный фантом с воздушной полостью	
	$D_W$ , рассчитанное значение	$D_W$ , измеренное	$D_W$ , рассчитанное значение	$D_W$ , измеренное
<i>Superposition</i>	2,200	2,200	2,480	2,470
<i>Convolution</i>	2,210	2,190	2,600	2,480

**Выводы.** Согласно полученным данным, по расчету поглощенной дозы для твердотельного фантома без воздушных полостей погрешность составила для алгоритма *Superposition* 0%, для алгоритма *Convolution* – 0,9%, что полностью удовлетворяет стандартам и международным протоколам. Допустимое значение погрешности для 3D конформной лучевой терапии составляет 2%. Так как тело человека нельзя считать полностью гомогенным, достовернее проводить верификацию планов лечения на твердотельном фантоме с воздушными полостями. Для алгоритма *Superposition* погрешность между полученными и измеренными данными составляет 0,41%, но для алгоритма *Convolution* составляет 4,83 %, это подтверждает нам то, что данный алгоритм не учитывает гетерогенность среды и его не следует использовать для расчета планов для определенного ряда опухолей.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. ICRU Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). - USA, 2010. - pp. 31-38.
2. Soren M. Bentzen, Louis S. Constine and etc., Quantitative analyses of normal tissue effects in the (QUANTEC): an introduction to the scientific. – Elsevier Inc, USA, 2010.
3. Определение поглощённой дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощённой дозы в воде, №398. - Вена, 2004. - стр. 54-63.