

## НЕЗАВИСИМЫЙ РАСЧЕТ ДОЗЫ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ

*И.М. Лебеденко, Л.М. Косенкова, Е.О. Санникова, О.С. Зайченко*  
Национальный медицинский исследовательский центр онкологии  
им. Н.Н. Блохина Минздрава РФ, Москва

**Цель:** Провести независимый расчет доз (НРД) и количественную обработку результатов расчетов планов облучения больных при трех методиках облучения: 3D CRT, IMRT, RapidArc. Выработать критерии прохождения планов облучения для реализации облучения.

**Материал и методы:** Проведен независимый ручной расчет планов облучения больных по методикам 3D CRT, IMRT и RapidArc. Получены расхождения между данными НРД и расчета на системе планирования (СП) для трех групп больных. Группа пациентов 3D CRT содержала 1584 пациента. Группа пациентов, которым проведена IMRT, включала 647 пациентов и группа пациентов, в которой осуществлялась ЛТ с модуляцией интенсивности в ротационном режиме (RapidArc), включала 364 пациента.

**Результаты:** Проведен анализ результатов НРД для трех технологий облучения и выполнено ранжирование количественных показателей. Предложены допустимые расхождения между дозой, рассчитанной при помощи НРД, и дозой, посчитанной СП: для технологии 3D CRT – от –5 до +10 %, для технологии IMRT – от 1,5 до 6 раз, для технологии RapidArc – от 1,5 до 2,5 раз. За пределами указанных интервалов необходима проверка и перепланирование планов либо проведение верификации.

**Ключевые слова:** независимый расчет дозы, планирование облучения, лучевая терапия с модуляцией интенсивности, гарантия качества

DOI: 10.52775/1810-200X-2021-92-4-32-38

### Введение

На любом этапе подготовки и проведения лучевой терапии (ЛТ) могут возникнуть систематические и случайные погрешности. Одним из них является этап создания плана облучения, в котором полученная в мишени доза должна соответствовать предписанной. Проверить такое соответствие возможно либо с помощью дополнительных измерений, либо путем применения независимого ручного расчета дозы (НРД, independent dose calculation (IDC)). Расчет дозы с помощью системы планирования (СП) представляет одно из наиболее существен-

ных звеньев в процессе ЛТ, так как это единственный реальный метод оценки подведенной к опухоли дозы. Хотя недостатки алгоритмов расчета доз существуют во всех коммерческих СП, сообщений о системной оценке этих недостатков крайне мало.

Методы НРД и проверки числа мониторинговых единиц (МЕ) для традиционных методов ЛТ представлены в буклетах ESTRO: "Independent dose calculation. Concept and models" ESTRO Booklet № 10 [1] и Booklet №7 "Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams" [2]. Основными

критериями для разработки моделей расчета как части эффективной системы качества в современной ЛТ являются точность, надежность, простота применения на практике и независимость от других систем и данных, используемых в клинике [1, 2].

НРД рекомендуется использовать как повседневный инструмент реализации программы гарантии качества (ГК) в ЛТ [3–5]. При ручном расчете используются либо эмпирические алгоритмы, либо программное обеспечение, основанное на простых алгоритмах проверки дозы в одной точке с помощью перевода геометрии облучения на плоский гомогенный полубесконечный водный фантом или фантом, состоящий из пластин.

Нами проведен ручной расчет и количественная обработка результатов НРД планов облучения больных при трех методиках облучения: 3D конформной лучевой терапии (3D CRT), лучевой терапии с модуляцией интенсивности (IMRT), лучевой терапии с модуляцией интенсивности в ротационном режиме RapidArc.

### Независимый ручной расчет дозы

Расчет доз на СП должен предсказывать дозу в любой точке тела пациента для каждой фракции и для всего времени лечения [1]. Необходимо, чтобы поглощенная доза в опухоли была максимально близка предписанной, при этом дозовая нагрузка на здоровые ткани была настолько низкой, насколько возможно. НРД используется как повседневный инструмент ГК в ЛТ и контролирует наличие систематических погрешностей при введении СП в эксплуатацию или погрешности в алгоритме расчета доз для определенной геометрии облучения. Цель проверки – нахождение ошибок до того, как начнется облучение. Важно рассматривать отклонения значений дозы или мониторинговых единиц как в абсолютных, так и в относительных единицах. Формализм, используемый в НРД, предназначен для проверки дозы в одной точке мишени, что можно считать минимальным требованием. Предписанная доза  $D_R$  идентична дозе, определенной в СП, и является предписанной дозой, получаемой пациентом. Независимо рассчитанная доза  $D_{НРД}$  – это значение дозы, полученное при НРД. Параметры пучка и установленное значение ME, рассчитанные на СП, используются в качестве входных параметров для НРД [1].

Для проверки дозы в точках, находящихся в объеме опухоли, применяют нормированное отклонение реальной дозы, которое определяют как  $\Delta D$ , нормированное к референсной дозе, например, к  $D_R$ . Наблюдаемое отклонение дозы  $D$  определяется как разница между предписанной дозой  $D_R$  и дозой, полученной при НРД  $D_{НРД}$  для технологии 3D CRT (1) [1]. Нормированное наблюдаемое отклонение дозы:

$$\delta D = (D_{НРД} - D_R) / D_R \times 100 \% \quad (1)$$

Для технологий IMRT и RapidArc находится отношение рассчитанной дозы НРД к предписанной (2):

$$\delta D' = D_{НРД} / D_R \quad (2)$$

### Материал и методы

#### Независимый ручной расчет дозы для открытых полей облучения при постоянном РИО

Поглощенная доза  $D(z, c, \text{РИО})$  на оси поля облучения со стороны  $c$ , которая определяется на уровне оси вращения аппарата (РИО) на глубине  $z$ , рассчитывается в соответствии с выражением:

$$D(z, c, \text{РИО}) = (D_R \times \text{ME} \times P(z, c, \text{РИО}) \times O'_R(c) \times ((\text{РИО} + z) / (\text{РИО} + z - z_0))^2) / 100, \quad (3)$$

где  $z_0$  – глубина расположения изоцентра,  $O'_R(c)$  – зависимость дозы от размера квадратного поля, которая измеряется в водном фантоме на глубине максимума ионизации;  $P(z, c, \text{РИО})$  – процентная глубинная доза, измеренная на заданном РИП=РИО для поля со стороны  $c$ , нормированная к дозе на глубине максимума ионизации;  $D_R$  – предписанная доза [6].

НРД для полей облучения, формируемых клиновидными фильтрами, проводится по аналогичной формуле с учетом поправки на коэффициент клина и экспериментально полученных процентных глубинных характеристик для полей с клиньями.

#### Независимый ручной расчет дозы плана облучения, применяемый в клинике НИИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина

Система независимого контроля сделана простой. Это снижает точность расчета, так как система направлена только на выявление ошибок, а не неточностей. В таком варианте расчета используются базовые данные по параметрам пучка излучения.

Таблица 1

Таблица параметров ручного расчета. Технологии 3DCRT, IMRT, RapidArc

ФИО пациента: _____		№ ИБ: _____		Дата: _____		Изоцентр/этаж: _____					
Пучок	$E$	FSX, мм	FSY, мм	EFS, мм	H, мм	$D_R$ , Гр	$K_w$	Weight	ME	Доза, сГр	
Пучок 1											
Пучок 2											
Пучок 3											
Пучок 4											
Пучок 5											
Пучок 6											
Пучок 7											
Пучок 8											
Пучок 9											
Пучок 10											
Доза в точке расчета =			Результат СП= $D_{предп}$ =				Расхождение =				

Обозначения: Формула расчета:  $D_{НРД} = D_R \times K_w \times Weight \times ME$

FSX – ширина поля, FSY – высота поля, EFS ( $2 \times FSX \times FSY / (FSX + FSY)$ ) – сторона эквивалентного квадратного поля, H – глубина изоцентра для поля,  $D_R$  – мощность дозы в сГр на мониторную единицу,  $K_w$  – коэффициент клина, равный 1 при его отсутствии, Weight – вклад пучка (0 или 1 в зависимости от участия пучка во вкладе в область расчета, что актуально при множестве очагов или этажей), ME – количество мониторных единиц, рассчитанное СП

При ручной оценке дозы используется расчет дозы в изоцентре. Он позволяет предварительно рассчитать абсолютные мощности дозы (дозы на мониторную единицу) в зависимости от размера поля и глубины залегания изоцентра. Если используется клин, то необходимо ввести поправку. В случаях множества изоцентров и/или этажей не все пучки могут давать вклад в изоцентр, для которого производится расчет. Это обстоятельство регулируется дополнительным весовым фактором. В итоге получается формула для расчета дозы в изоцентре отдельного пучка:

$$D_{НРД} = D_R \times k_w \times Weight \times ME, \quad (4)$$

где  $D_R$  – мощность дозы в сГр на мониторную единицу,  $k_w$  – коэффициент клина, равный 1 при отсутствии клина, Weight – вклад пучка 0 или 1 в зависимости от участия пучка во вкладе в область расчета, что актуально при множестве очагов или этажей облучения), ME – количество мониторных единиц, рассчитанное СП.

Основные правила ручного НРД заключаются в следующем:

- ✓ размер поля оценивается по характерным размерам эллипсоида фигурного поля;
- ✓ если изоцентров или этажей несколько, то оценка производится для каждого из них;
- ✓ если изоцентр расположен вне мишени, то следует выбирать точку внутри мишени;
- ✓ сравнивать результат нужно с дозой в изоцентре согласно расчету в СП (а не с предписанной дозой). При этом расхождение между

предписанной дозой и дозой в точке расчета по данным СП не должно превышать 5 %;

- ✓ контрольные уровни отклонений ручного расчета от данных СП могут меняться по мере накопления статистики.

В отделении радиотерапии НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина МЗ РФ принята следующая форма для расчета и заполнения результатов ручного расчета (табл. 1).

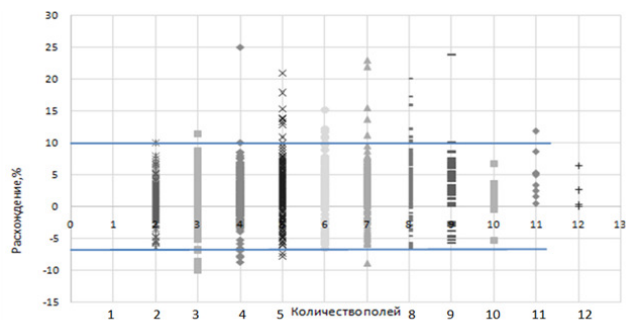
### Характеристика клинического материала

Обработаны сведения о расхождениях между данными СП и НРД для трех групп больных. Первая группа пациентов, которым была проведена конформная 3D CRT, содержала 1584 пациента. Вторая группа, которой проведена лучевая терапия с модуляцией интенсивности IMRT, включала 647 пациентов. Третья группа пациентов, для которой осуществлялась ЛТ с модуляцией интенсивности в ротационном режиме (RapidArc), включала 364 пациента (табл. 2).

Таблица 2

### Количество пациентов, леченных различными методиками

Методика облучения	Количество пациентов
3D-CRT	1584
IMRT	647
RapidArc	364

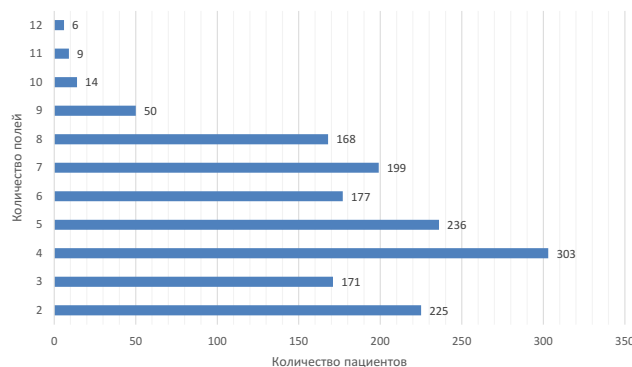


**Рис. 1.** Зависимость расхождения между дозой НРД и дозой СП от количества полей, применяемых для 3D CRT. Чем ярче столбик, тем выше частота применения данного количества полей

## Результаты

**Технология 3D CRT.** Проведены обработка и анализ результатов НРД планов облучения для 1584 больных, леченных с использованием методики 3D CRT. Построена зависимость расхождения между  $D_{НРД}$  и  $D_{СП}$  от количества применяемых для облучения полей (рис. 1). Видно, что максимальное число пациентов облучали с применением от 2 до 8 полей. В связи с отсутствием литературных данных по интерпретации данных о расхождениях, выбрано расхождение между  $D_{НРД}$  и  $D_{СП}$  в пределах до 10 % как приемлемое, так как в этом диапазоне наблюдается максимальная плотность зарегистрированных значений. Будем считать эти диапазоны наивысшей частоты наложения точек модальными, то есть наиболее часто встречающимися, а, значит, составляющими основу отношения  $D_{НРД}/D_{СП}$ . Будем считать также, что в случае больших расхождений необходимо осуществлять дополнительную проверку плана и его верификацию. Кроме того, можно сделать предварительную оценку пределов совпадений расчетов. На графике эти пределы отмечены наивысшей частотой наложения точек – это значения от  $-7$  до  $+10$  % (отмечено горизонтальными линиями).

На диаграмме рис. 2 проиллюстрирована частота применения 3D CRT в зависимости от количества полей облучения. Следует отметить, что 3D CRT с четырьмя, 303 пациента (20 % от общего числа), и пятью, 236 пациентов (15 %), полями применяется для наибольшего количества пациентов из данной группы. Это пациенты с опухолями молочной железы, позвоночника и малого таза (первый этап). Два поля применили для 225 пациентов (14 %) с



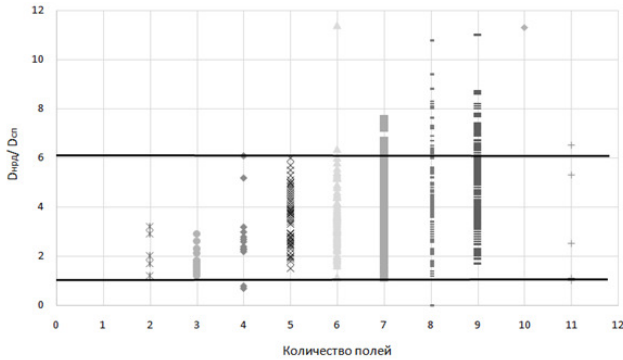
**Рис. 2.** Частота применения технологии 3D CRT по количеству полей для группы из 1584 пациентов

опухолями в области головы–шеи, верхних и нижних конечностей. К наименьшему количеству, 29 пациентам с опухолями костей таза и малого таза (два этажа), применена технология с 10–12 полями.

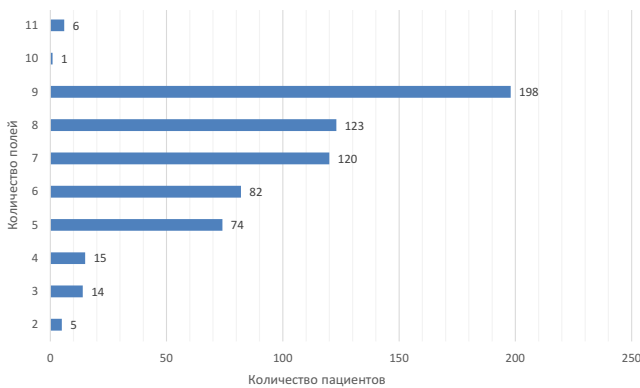
**Технология IMRT.** Проведен анализ результатов НРД планов облучения группы из 647 пациентов, леченных с использованием методики IMRT. Построена зависимость  $D_{НРД}/D_{СП}$  от количества применяемых для облучения полей (рис. 3). Очевидно, что расхождение между дозой в точке расчета и дозой, рассчитанной СП, возрастает с увеличением количества полей. Отметим также, что 10 и 11 полей применяются редко. Будем считать отношение  $D_{НРД}/D_{СП}$  для технологии IMRT, меньше либо равное 6 ( $\leq 6$ ) как приемлемое, а в случае больших расхождений необходимо осуществлять дополнительную проверку плана и его верификацию. Будем считать диапазоны наивысшей частоты наложения точек модальными, то есть наиболее часто встречающимися, а, значит, составляющими основу отношения  $D_{НРД}/D_{СП}$ . Для данной технологии – это значения от 1,5 до 6 раз (отмечено горизонтальными линиями на рис. 3).

На диаграмме рис. 4 показана частота применения количества полей облучения для технологии IMRT. Следует отметить, что технология IMRT с девятью полями применяется для наибольшего количества (198 пациентов (3 %)). Семь и восемь полей применено для 123 (19 %) и 120 пациентов (19 %) соответственно. Два поля применены для 5 пациентов. Построена зависимость отношения  $D_{НРД}/D_{СП}$  от локализации облучения для технологии IMRT.

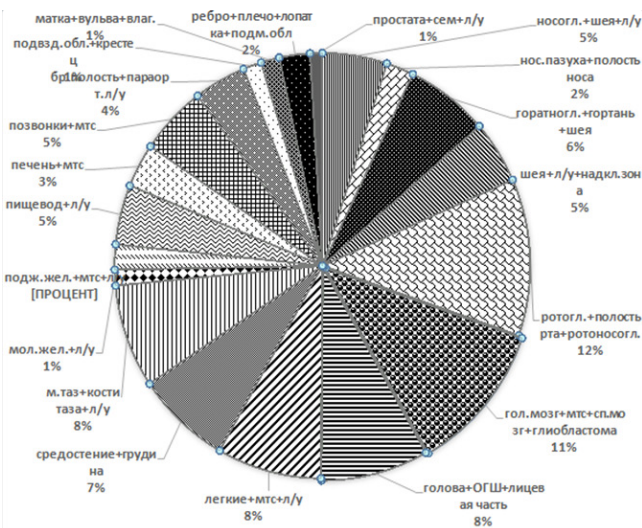
Диаграмма, отражающая частоту применения технологии IMRT в зависимости от лока-



**Рис. 3.** Зависимость отношения дозы в точке расчета (для открытых полей) к дозе, рассчитанной СП, от количества применяемых для полей облучения по технологии IMRT



**Рис. 4.** Частота применения технологии IMRT по количеству полей в группе из 647 пациентов

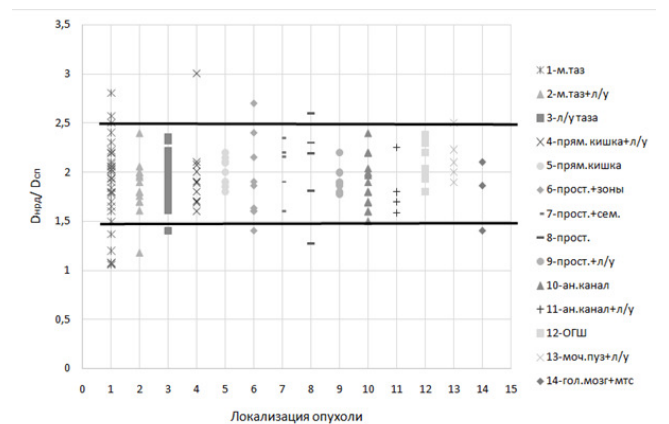


**Рис. 5.** Частота применения технологии IMRT для различных локализаций в группе 367 пациентов

лизации больных, приведена на рис. 5. Диаграмма позволяет визуализировать статистику распределения по нозологиям. Технология IM-RT доминирует при лечении опухолей ротоглотки, ротоносоглотки и полости рта (12 %), головного и спинного мозга (11 %), головы–шеи, малого таза и легких (8 %), опухолей области средостения и грудины (7 %).

**Технология RapidArc.** Проведен анализ результатов НРД планов облучения группы из 647 пациентов, леченных с использованием технологии RapidArc.

Будем считать отношение дозы  $D_{НРД}/D_{СП}$  для RapidArc, равное или меньше 2,5, приемлемым. В случае больших расхождений необходимо осуществлять дополнительную проверку плана и его верификацию. На графике эти пределы совпадений расчетов отмечены наивысшей плотностью наложения точек. Будем считать диапазон наивысшей частоты наложения точек модальным, то есть наиболее часто встречающихся точек, а, значит, составляющими основу отношения  $D_{НРД}/D_{СП}$ . Для данной технологии – эти значения находятся в интервале от 1,5 до 2,5 раз (отмечено горизонтальными линиями на рис. 6). На рис. 7 приведена гистограмма частоты применения технологии RapidArc для различных зон облучения. Количество больных по локализациям распределилось следующим образом: 69 (32 %) пациентов – с опухолями малого таза, прямой кишки – 44 пациента (20 %), анального канала и л/у таза – 22 (10 %) пациента, предстательной железы – 14 (6 %). С опухолями носоглотки, пищевода, брюшной полости – по два человека, с опухоля-



**Рис. 6.** Зависимость отношения дозы НРД к дозе СП от локализации облучения для технологии RapidArc

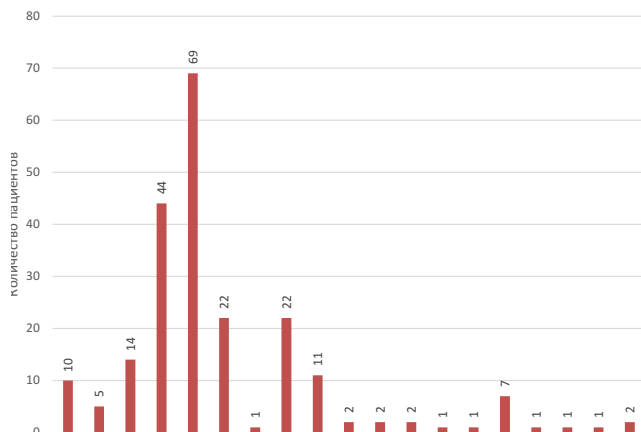


Рис. 7. Частота применения технологии RapidArc для различных локализаций расположения опухолей и количества больных

ми вульвы, л/у подвздошной области, гортани, полости рта и ротоглотки – по одному человеку.

## Заключение

Для контроля правильности расчета дозы на СП необходимо проводить НРД, так как ошибки медицинских физиков являются одной из основных причин пере- или недооблучения пациентов. К сожалению, ни в одном литературном источнике не оговорены основные допуски расхождения между дозой, рассчитанной при НРД и дозой, рассчитанной на СП [8]. На основании анализа полученных данных можно констатировать следующее:

- ✓ для технологии 3D CRT расхождение между значениями рассчитанных вручную и на СП доз может составлять до 10 %,
- ✓ для технологии IMRT отношение рассчитанных вручную и на СП доз может составлять до 6 раз,
- ✓ для технологии RapidArc отношение доз может составлять до 2,5 раз.

При превышении этих значений необходима дополнительная проверка планов и, возможно, их верификация.

Можно резюмировать, что технология IMRT применяется (по убывающей) при ЛТ опухолей ротоглотки, ротоносоглотки, полости рта, головного и спинного мозга, опухолей в области головы-шеи, малого таза, легких, средостения и грудине. Технология RapidArc реализуется (по убывающей) при ЛТ опухолей малого таза, прямой кишки, анального канала, лимфоузлов таза, предстательной железы. Тех-

нология 3D CRT реализуется (по убывающей) при ЛТ рака молочной железы, опухолей малого таза и прямой кишки, костей таза. Полученная статистика коррелирует с общей статистикой заболеваемости по стране [7].

## Выводы

1. В рамках контроля качества работы СП применена методика независимого ручного расчета доз для различных технологий облучения, создана картотека данных НРД. Проведена обработка и анализ результатов базы НРД планов облучения больных при трех методиках облучения 3D CRT, IMRT, RapidArc.
2. Проанализирована частота применения технологий лечения 3D CRT, IMRT, RapidArc в зависимости от количества полей облучения и нозологий. Считаем интервалы значений наивысшей частоты наложения точек модальными, то есть наиболее часто встречающимися значениями, а, значит, составляющими основу отношения  $D_{НРД}/D_{СП}$ .
3. Исходя из опыта расчета расхождений между  $D_{НРД}$  и  $D_{СП}$ , сделана предварительная оценка пределов совпадений расчетов. Предлагаются для рассмотрения допустимые расхождения между дозами  $D_{НРД}$  и  $D_{СП}$ : для технологии 3D CRT расхождения между значениями  $D_{НРД}$  и  $D_{СП}$  могут составлять от  $-7$  до  $+10$  %, для технологии IMRT – от 1,5 до 6 раз, для технологии RapidArc – от 1,5 до 2,5 раз.
4. За пределами указанных интервалов необходима дополнительная проверка планов и, возможно, их верификация. Например, по мнению некоторых специалистов, считается, что при IMRT дополнительная верификация планов облучения требуется тогда, когда отношение рассчитанных вручную и на СП данных составляет не менее 6 раз.
5. Ручной расчет можно рассматривать не только как инструмент повышения точности и снижения ошибок при подведении дозы, но и как способ оптимизации технологического процесса и экономии временных, людских и машинных ресурсов при проведении ЛТ в отделении лучевой терапии.
6. Статистика частоты реализации технологий по локализациям коррелирует с общей статистикой онкозаболеваемости по стране и отражает естественный процесс прохождения больных без искусственного отбора.

## Список литературы

1. Karlsson M, Ahnesjo A, Georg D et al. Independent dose calculation. Concept and models. ESTRO Booklet № 10. 2010. 92 p.
2. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, et al. Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams. ESTRO Booklet №7. 2004. 106 p.
3. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. International Atomic Energy Agency, Vienna, Technical Reports Series № 430. 2004. 302 p.
4. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group № 40. Med Phys. 1994; 21(4): 581-618. <https://doi.org/10.1118/1.597316>.
5. Тарутин ИГ, Страх АГ. Контроль качества компьютерных систем планирования дистанционного облучения. Медицинская физика. 2003; 2(34): 71-7. [Tarutin IG, Strah AG. Quality control of treatment planning computer systems for external radiotherapy. Medical Physics. 2003; 2(34): 71-7].
6. Климанов ВА. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой терапии. Часть 1. Радиобиологические основы лучевой терапии. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование дистанционной лучевой терапии пучками тормозного и гамма-излучения и электронами. Учебное пособие, М., НИЯУ МИФИ, 2011, 500 с. [Klimanov VA. Radiobiological and dosimetric planning of radiotherapy. Part 1. Radiobiological and dosimetric planning of external radiotherapy with X ray and electrons beams. Study guide, M. 2011. 500 p].
7. Состояние онкологической помощи населению России в 2019 году. Под ред. Каприна АД, Старинского ВВ, Шахзадовой АО. М., МНИОИ им. П.А. Герцена, 2020, 239 с. [The state of cancer care for the Russia population in 2019. Ed. Caprin AD, Starinsky VV, Shahzadova AO. M. 2020. 239 p].
8. Zhu TC, Stathakis S, Clark JR et al. Report of AAPM Task Group 219 on independent calculation-based dose/MU verification for IMRT. Medical Physics, 2021; 48: 808-29. DOI: 10.1002/mp.15069.

### INDEPENDENT DOSE CALCULATION WHEN EXTERNAL RADIOTHERAPY CANCER PATIENT PLANNING

*I.M. Lebedenko, L.M. Kosenkova, E.O. Sannicova, O.S. Zaichenko  
N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology, Moscow, Russia*

**Purpose:** Independent dose calculation (IDC) and quantitative processing of the calculating the 3D CRT, IMRT, RapidArc results of patients irradiation plans was conducted. Criteria for passing the exposure plans for the implementation of radiation therapy was developed.

**Materials and methods:** An independent manual dose calculation of patient exposure plans was performed using 3D CRT, IMRT and RapidArc techniques. Discrepancies were obtained for three groups of patients: 3D CRT group contained 1584 patients, the group of patients who received IMRT included 647 patients. The patient group, in which rotary mode RapidArc was performed, included 364 patients.

**Results:** As the analysis result of the IDC for 3D CRT, IMRT, RapidArc technologies, the quantitative indicators were ranked. The allowable discrepancies between the dose IDC and the dose calculated by the TPS were proposed for consideration: for 3D CRT technology from -5 to +10 %, for IMRT from 1.5 to 6 times, for RapidArc from 1, 5 to 2.5 times. Outside the specified intervals, it is necessary to check and reschedule plans or conduct verification.

**Key words:** *independent dose calculation, RT planning, intensity modulated radiotherapy, quality assurance*

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