

## РАЦИОНАЛИЗАЦИЯ РЕЖИМА ПРОВЕДЕНИЯ ПРЕДТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОВЕРОК ПЛАНОВ ЛТМИ

И.М. Лебедеко<sup>1,2</sup>, М.П. Шатенок<sup>1</sup>, Т.А. Крылова<sup>1</sup>, Ю.В. Журов<sup>1</sup>, П.В. Казанцев<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина, Москва

<sup>2</sup> Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ, Москва

Предтерапевтические проверки планов облучения при реализации технологий облучения с модуляцией интенсивности (IMRT) и объемно-модулированной арк-терапии (VMAT) позволяют убедиться в правильности механических настроек ускорителя, ввода в СП дозиметрических параметров и проведенного тестирования СП, возможности и точности передачи данных по сети, верности калибровок ускорителя. Это также проверка технологической возможности реализации сложного плана и инструментальной исправности МЛК. Дозиметрические проверки проводятся физиками вечером после завершения лечения на тех же ускорителях. Поэтому в случае больших потоков больных возникает вопрос о слишком большом количестве предтерапевтических проверок. Для адекватного дозиметрического обеспечения высоких технологий требуется обоснованный подход к организации труда физиков. На основании анализа результатов проверки 97 планов (60 IMRT и 37 RapidArc) предложен метод отбора планов, подлежащих обязательной проверке.

Ключевые слова: *лучевая терапия с модуляцией интенсивности (IMRT), объемно-модулированная арк-терапия (VMAT), предтерапевтические проверки, режимы проведения*

### Введение

Современная лучевая терапия (ЛТ), при всей консервативности поставленных перед нею задач излечения опухоли, демонстрирует блестящие реформаторские решения с технологической точки зрения и интеллектуальной наполненности. Весь арсенал современных методов подготовки больного к ЛТ, возможностей оптимизации планирования и ее проведения инструментально направлен на конформное высокоточное подведение дозы к опухоли при максимально крутом градиенте на ее границе. Степень освоения интеллектуального потенциала систем планирования и ускорителей полностью зависит от профессиональной подготовки персонала (физики, врачи, технологи), осмысления концепции и наличия (или отсутствия) действующей программы гарантии ка-

чества в ЛТ и, в значительной степени, от правильной организации труда. И здесь на передний план выступает кадровый вопрос.

Совершенно очевидно, что чем более сложным и автоматизированным является облучающий аппарат, тем большего контроля и более высокой квалификации и организации труда он требует со стороны медицинских физиков. Особенно, когда речь идет об облучении больных в режиме модуляции интенсивности (IMRT) и объемно-модулированной арк-терапии (VMAT) по технологии Rapid Arc и необходимости проведения предтерапевтических проверок или, как принято говорить, верификации планов облучения.

Такие проверки позволяют ответить на целый ряд вопросов: убедиться в правильности механических настроек ускорителя, введенных

дозиметрических параметров и проведенного тестирования СП, возможности и точности передачи данных по сети, верности калибровок ускорителя. Кроме того, это проверка технологической возможности реализации сложного плана и инструментальной исправности при реализации плана облучения данного пациента с помощью многолепесткового коллиматора (МЛК) ЛУЭ, а также отсутствия угрозы переоблучения больного.

Лечение больных осуществляется днем, а дозиметрические проверки, и не только верификации, проводятся физиками на тех же ускорителях вечером после завершения лечения. Поэтому в случае большой клиники (250–300 пациентов в день на всех ускорителях в РОНЦ им. Н.Н. Блохина) и больших потоков больных (30–50 пациентов в день на каждом ускорителе) возникает вопрос о слишком “большом” количестве предтерапевтических проверок. Количество проверок при уже освоенных указанных методиках может достигать до 25–30 в неделю, что требует ежедневно до трех часов работы на ускорителе.

Такой график проверок является осознанной необходимостью. Он, конечно же, не приводит к “вымиранию” контингента физиков, но ослабляет физиологический статус человека, нарушает его биологический ритм и является крайне напряженным. Поэтому, естественно, что по истечении определенного промежутка времени после внедрения новых ускорителей в 2010 г. и работы физиков в таком режиме встал вопрос о новой организации труда при проведении дозиметрической верификации планов.

С этой целью был проведен анализ результатов предтерапевтических проверок планов облучения. На основании этого анализа принята новая концепция верификационных измерений и контроля.

## Материал и методы

С 2010 г. в РОНЦ им. Н.Н. Блохина работает обновленный радиологический комплекс, который включает четыре высокоэнергетических линейных ускорителя электронов компании Varian: две модели Clinac iX (рис. 1) и две – Clinac 2300CD. Ускорители располагают интегрированным многолепестковым коллиматором модели МЛК-120, бортовой рентгеновской системой визуализации, работающей в режимах рентгенографии, рентгеноскопии и объемно-



Рис. 1. Фантом Octavius на столе ускорителя электронов Clinac iX

томографическом (КТ) режиме; системой портальной визуализации, системой синхронизации по дыханию. Номинальная энергия фотонов – 6 и 18 МВ, электронов – от 4 до 20 МэВ. Предусмотрены режимы облучения: статический, в том числе, с МЛК, арк-терапия (фотоны, электроны) в обоих направлениях с регулируемой мощностью дозы; облучение с клиньями; облучение с модуляцией интенсивности (IMRT): статическое step & shoot, динамическое sliding window; конформная арк-терапия с МЛК; облучение с синхронизацией по естественному дыханию. Низкоэнергетические ускорители Clinac 6EX и Clinac 600CD – с системой портальной визуализации и интегрированным МЛК 120. На всех ускорителях реализуется технология IMRT, на четырех реализуется технология VMAT.

Для предтерапевтических проверок используются две 2D матрицы детекторов на основе ионизационных камер Seven 29 (PTW, Германия) (табл. 1) с двумя тканеэквивалентными восьмигранными фантомами Octavius с компенсационным слоем и без него (табл. 2). Кроме того, применяются матрицы детекторов на основе полупроводниковых детекторов MapCheck (Sun Nuclear, США) с фантомом из твердой воды и 3D матрица детекторов ArcCheck (Sun Nuclear, США) [1]. Матрицы детекторов комплектуются программным обеспечением для вычислений, возможностью импортировать рассчитанное дозовое распределение из системы планирования через сеть и

Таблица 1

## Основные характеристики двумерного массива детекторов 2D-ARRAY Seven29

Кол-во ионизационных камер	729
Матрица детекторов (количество детекторов)	27×27
Размер матрицы	27 см × 27 см
Размер камеры	5 мм × 5 мм × 5 мм
Объем камеры	0,125 см <sup>3</sup>
Расстояние между центрами	10 мм
Максимальный размер поля	27 см × 27 см
Диапазон измерений:	
Мощность дозы	500 мГр/мин ... 8 Гр/мин
Доза	200 мГр ... 1000 Гр
Получаемое разрешение с использованием программы MatrixScan:	
Мощность дозы	1 мГр/мин
Доза	1 мГр
Линейность	≤ ± 0,5 %
Воспроизводимость	≤ ± 0,5 %
Зависимость от направления	< 1 % при наклоне до 20°

Таблица 2

## Основные характеристики фантома Octavius Linac и Octavius CT

Вид	Восьмиугольный цельный фантом с двумя связанными основными частями (фантом для линейного ускорителя с воздушной полостью и фантом для КТ без полости)
Размеры	Диаметр 32 см, длина 32 см
Вес	24 кг (Octavius Linac), 26 кг (Octavius CT)
Материал	Полистирол (водоэквивалентный с точностью ~ 2 %)
Плотность	1,04 г/см <sup>3</sup>

выполнять дозиметрический анализ профилей или расчет величины гамма-индекса.

С помощью гамма-анализа изодозная карта во фронтальной плоскости матрицы с учетом поправочного коэффициента на давление и температуру сравнивается в формате DICOM с изодозной картой, рассчитанной на СП Eclipse (рис. 2). Гамма-метод впервые предложен и назван "гамма-методом" в 1998 г. [2] и в дальнейшем активно использовался [3, 4]. Метод позволяет провести анализ расхождений между рассчитанными и измеренными дозовыми распределениями по двум критериям, а именно по дозиметрическим и пространственным отклонениям (рис. 3). При одномоментной оценке пространственного отклонения и отклонения по дозе сравниваются точки: рассчитанная ( $r_c, D_c$ ) и измеренная ( $r_m, D_m$ ).

Для всех точек ( $r_c, D_c$ ) определяется разница между рассчитанной и измеренной дозами  $d(i) = D_m(i) - D_c$  и расстояние между точками  $r(i) = r_m(i) - r_c$ . Гамма-индекс рассчитывается по формуле:

$$\gamma(i) = \min \sqrt{\left(\frac{d(i)}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{r(i)}{\Delta r}\right)^2}.$$

Таким образом, если гамма-индекс меньше единицы, то рассчитанная доза находится внутри принятого критерия (например, 3 % или 3 мм) и считается, что дозовые распределения в этой точке совпадают в пределах этого критерия. Технология верификации планов IMRT заключается в следующем:

- ✓ рассчитанный на СП Eclipse план облучения пациента пересчитывается на фантом, при этом все параметры программы: угол наклона гантри, размеры полей, углы разворота коллиматора, движение лепестков МЛК и значения ME, остаются неизменными,
- ✓ новый план импортируется на ускоритель, где проводятся измерения в фантоме. При необходимости угол наклона гантри, разворота стола и разворота коллиматора могут быть выставлены в ноль.

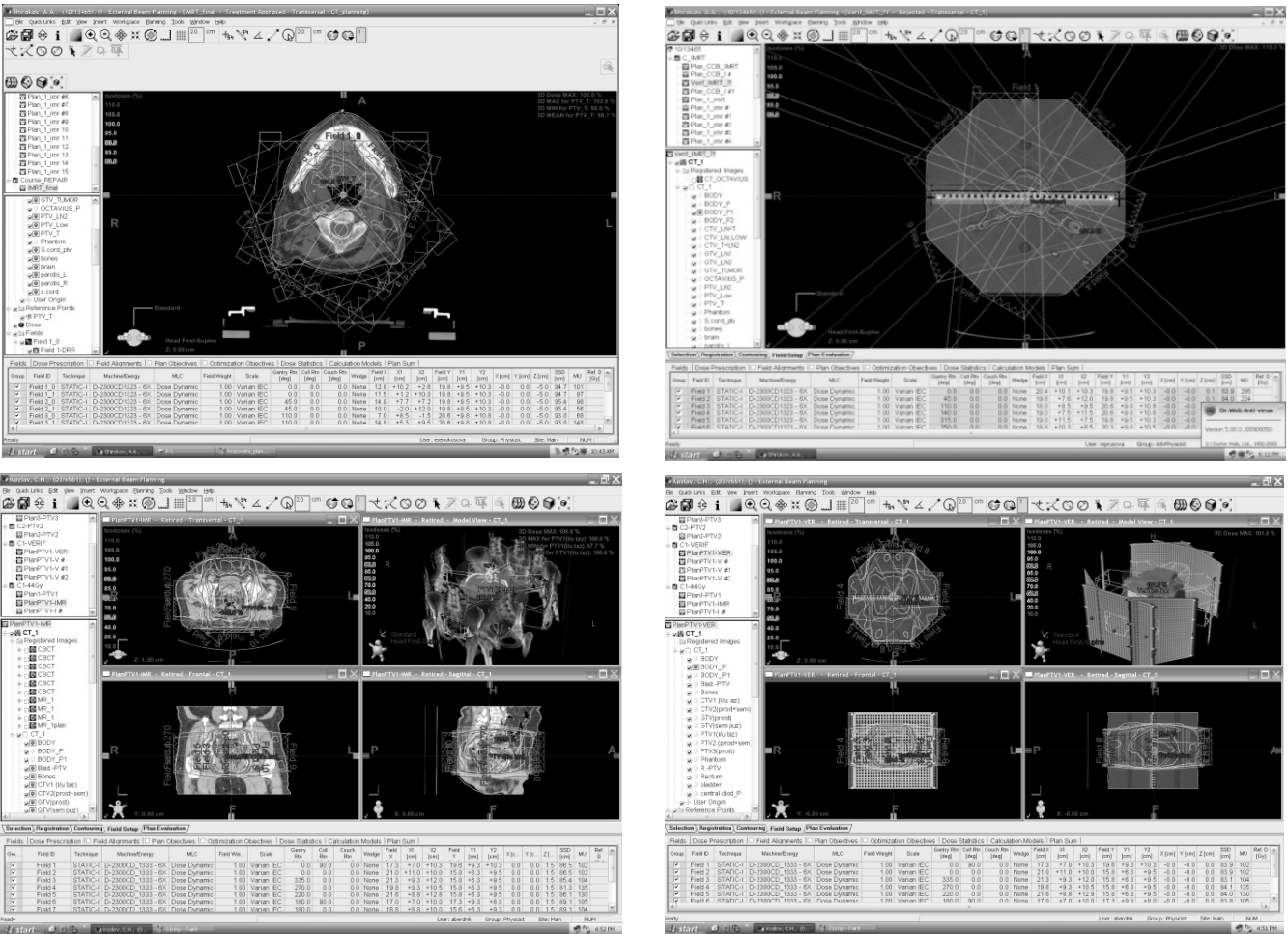


Рис. 2. Примеры рассчитанного на СП Eclipse плана с модуляцией интенсивности (а, в) и перерасчитанного на фантом Octavius Linac с матрицей детекторов PTW 2D-Array Seven29 (б, г)

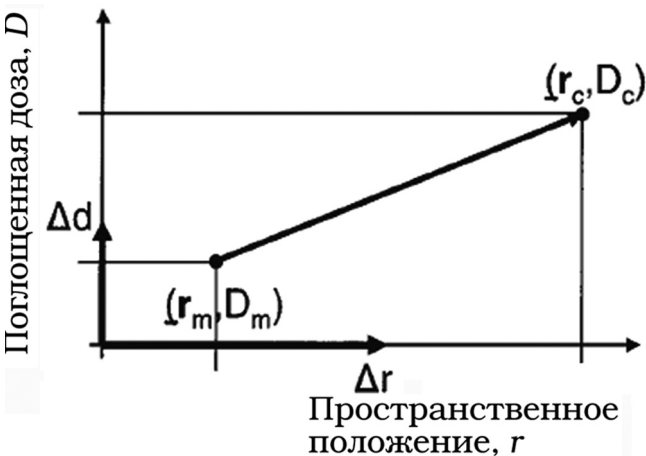


Рис. 3. Векторное пространство “доза–расстояние” показывает измеренную дозу  $D_m$  в точке  $r_m$  и рассчитанную дозу  $D_c$  в точке  $r_c$

✓ далее проводится сравнение измеренного и рассчитанного дозовых распределений с помощью гамма-метода.

Технические характеристики матрицы 2D-Array Seven29 приведены в табл. 1. Калибровка матрицы осуществлялась следующим образом: матрицу детекторов в фантоме Octavius облучали двумя встречными фотонными калибровочными полями 6 МВ размером 10×10 см стандартным количеством мониторинговых единиц. Направление полей перпендикулярно поверхности фантома. Путем сопоставления дозовых распределений, полученных для одних и тех же параметров, с рассчитанными параметрами находили калибровочный коэффициент  $K_{cal} = D_{ref0} / M_{ref0}$ , где  $D_{ref0}$  – величина дозы, рассчитанная на СП для центрального детектора матрицы в опорном перпендикулярном плоскости матрицы поле размером 10×10 см;

Таблица 3

## Время подготовки и проведения предтерапевтических проверок

Этапы подготовки	Время, мин
Подготовка плана в СП, перерасчет, снятие дозовой карты	15
Прогрев оборудования	60
Установка оборудования	15
Нахождение калибровочного коэффициента матрицы	5
Облучение матрицы – в зависимости от плана	10–15
Демонтаж оборудования	15
Анализ, подготовка отчета	10–15
Итого, включая 45 мин непосредственной работы физика на ускорителе, при отсутствии проблем с оборудованием	70–80

$M_{\text{те0}}$  – измеренное центральным детектором значение дозы в той же точке на оси пучка для реперного поля. Полученное распределение дозы корректируется для каждого детектора путем умножения показаний каждого из детекторов на значение коэффициента  $K_{\text{cal}}$ .

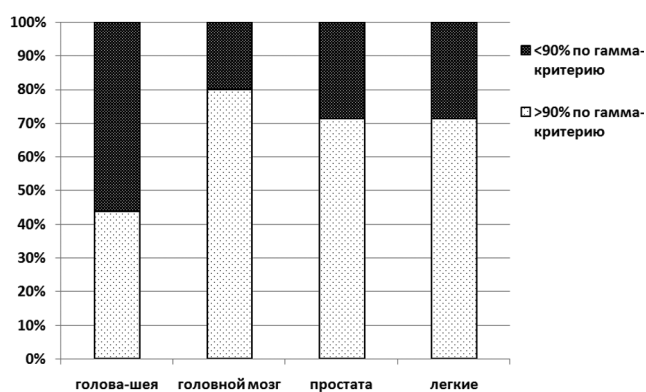
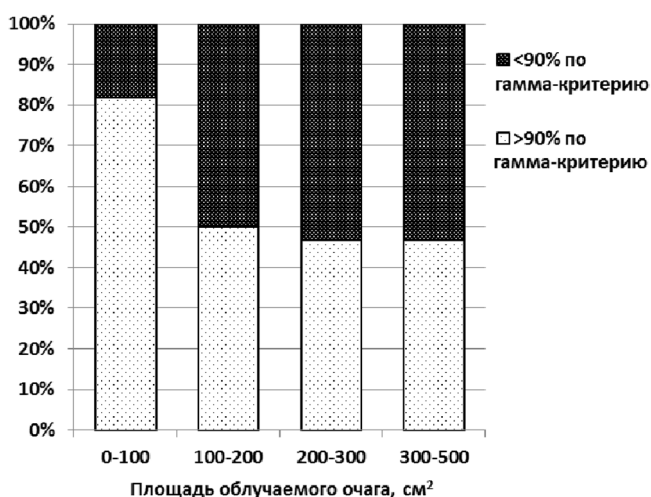
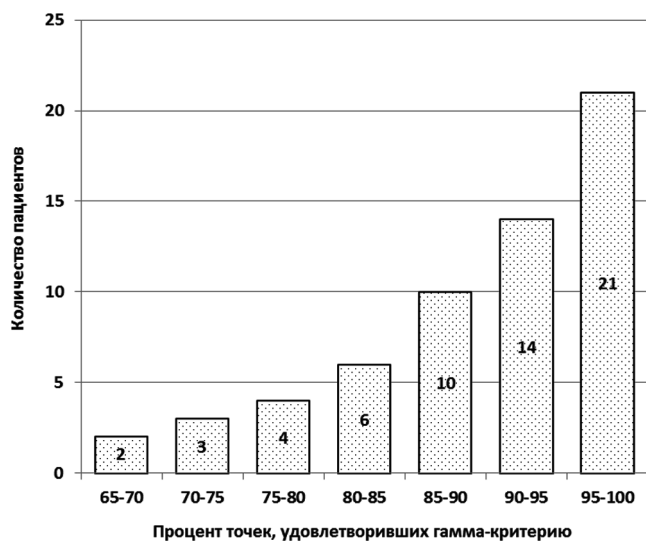
Протокол сравнения рассчитанной и измеренной дозовых карт по гамма-критерию (3 %/3 мм) выдается на экране компьютера. Сравнение по гамма-критерию осуществляется по трехуровневой схеме. Совпадение от 90 до 100 % точек характеризуется как наилучший результат, от 75 до 90 % – как удовлетворительный, от 0 до 75 % – плохой результат. Типичными причинами расхождений измеренных и рассчитанных данных являются неверные исходные дозиметрические параметры и результаты калибровки, неисправности в работе МЛК. Кроме этого, причины, непосредственно связанные с устройством измерения, а именно: недостаточное разрешение матрицы, нескомпенсированные темновые токи в электронике, ошибка позиционирования фантома, недостаточно прогретое оборудование.

Время, затрачиваемое на проведение предтерапевтической дозиметрической проверки при отсутствии внештатных ситуаций и неисправностей оборудования, представлено в табл. 3. Совершенно очевидно, что для реализации верификации для нескольких планов или нескольких пациентов, а тем более, при переходе с одного ускорителя на другой, это время линейно возрастает и составляет около 1 часа для одного плана и около 3,5 часов для пяти планов.

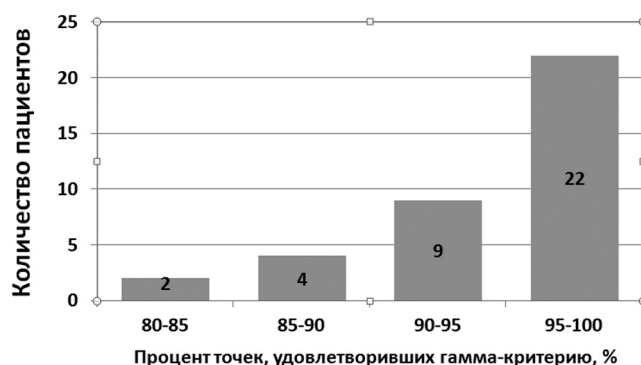
## Результаты исследования

Проведено ранжирование по локализациям, количеству полей, размерам полей, проценту точек совпадения по гамма-критерию 97 пациентов (данные на март 2012 г.), 60 из которых готовились к лечению по методике IMRT и 37 – по методике RapidArc. Комплексный анализ результатов проверок планов облучения проведен по результатам измерений с помощью матрицы детекторов Seven29 в фантоме Octavius с применением гамма-метода.

Подавляющее количество из 60 пациентов, облученных по методике IMRT, из которых 16 лечены по поводу опухолей в области головы и шеи, 10 – метастазы в головной мозг, по 7 – опухоли предстательной железы и рак легкого, малый таз, печень и позвоночник – по 4, молочная железа и прямая кишка – по 3 и другие локализации – 2 больных. Распределение планов пациентов в зависимости от процента соответствия гамма-критерию для методики IMRT иллюстрировано на рис. 4а. Как видно, для 95 % планов облучения процент точек соответствия гамма-критерию составил 75–100 %, что является удовлетворительным результатом. Для 5 % планов процент соответствия ниже 75 %, а сами точки с такими показателями, как правило, располагались в области полутени (от 1 до 5 %), и эти показатели не являются критичными. Зависимость от размера проекции облучаемой области на плоскость матрицы приведены на рис. 4б. Площадь области рассчитывали в пределах 50 %-изодозы. Из графика видно, что наибольшее количество планов (82 %) соответствует гамма-критерию и составляет >90 % для размеров площади до 100 см<sup>2</sup>. Результаты гамма-анализа в зависимости от количества полей облучения показа-



**Рис. 4.** Методика IMRT. а – распределение планов облучения пациентов в зависимости от процента соответствия гамма-критерию. б – результаты гамма-анализа в зависимости от размера облучаемой области, в – зависимость от локализации



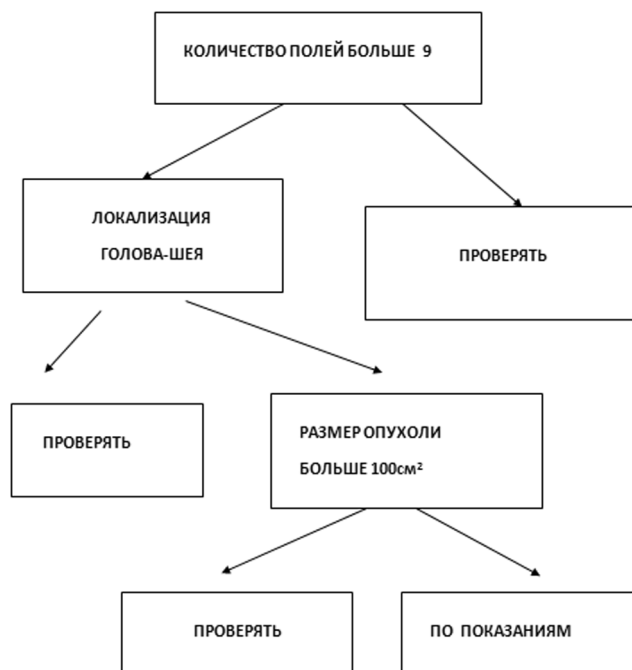
**Рис. 5.** Результаты гамма-анализа для пациентов, леченных по методике RapidArc

ли, что с увеличением количества полей облучения процент соответствия гамма-критерию снижается и оказывается в диапазоне <90 %. Результаты гамма-анализа для пациентов, леченных по методике IMRT, в зависимости от локализации иллюстрированы на рис. 4в. Из анализа диаграммы видно, что для проверок планов облучения опухолей в области головы-шеи только 43 % точек укладывается по гамма-критерию в диапазон более 90 %, 80 % – для головного мозга, 70 % – для предстательной железы и 71 % для легких. Отметим, что наблюдаемый результат составит в дальнейшем критериальную основу дальнейших проверок.

Далее приводятся результаты гамма-анализа для пациентов, леченных по методике RapidArc (рис. 5). Большую долю составили пациенты, которым проводили лучевую терапию метастазов головного мозга (14) и позвоночника (8), затем пациенты раком предстательной железы (5) и опухолями области головы и шеи (3). Процент точек, удовлетворяющих гамма-критерию, был существенно выше, чем при методике IMRT, и колебался от 80 до 100 %, вероятно, за счет большего “размазывания дозы” в пределах дозового распределения при подвижном способе ее реализации.

### На основе полученных результатов были разработаны следующие рекомендации:

1. Анализ результатов индивидуальных предтерапевтических проверок по методике IMRT показал, что наибольший процент совпадений точек по гамма-методу прослеживается в планах облучения пациентов с относительно



**Рис. 6.** Алгоритм отбора планов пациентов для предтерапевтических проверок

небольшим количеством полей, небольшим размером и простой формой облучаемого объема. Наименьший процент совпадений наблюдался для планов облучения опухолей в области головы-шеи, где облучаемые объемы имеют большой размер и сложную форму. Данные случаи требуют особого внимания с точки зрения планирования и верификации IMRT.

2. В соответствии с результатами, предтерапевтические проверки IMRT должны проводиться строго дифференцированно в соответствии со следующими критериями:

- ✓ размер облучаемой области в сечении измерения (сравнения) более  $100\text{ см}^2$ ;
- ✓ количество “неразбитых” полей от 10 и выше;
- ✓ для локализаций опухолей в области голова-шея.

3. При планировании лучевой терапии по методике IMRT следует использовать от 5 до 9 полей. Исключение составляют случаи, в которых оправдано использование большего количества полей. При большом количестве полей вероятность ошибки подведения дозы увеличивается за счет наложения ошибок от каждого поля, при этом увеличивается время облучения на ускорителе.

4. Результаты сравнения рассчитанных и измеренных данных для всех больных, леченных по методике RapidArc, попадают в интервал от 80 до 100 % по гамма-методу. Для этих больных нецелесообразно проводить предтерапевтические проверки, за исключением отдельных случаев, которые специально оговорены.

В результате полученного анализа был разработан алгоритм отбора планов пациентов для предтерапевтических проверок (рис. 6).

## Заключение

Представленные результаты соответствуют общей тенденции по использованию ускорителей с МЛК и, в частности, по контролю МЛК при проведении предтерапевтических проверок [8].

Разработанный и предложенный алгоритм отбора планов облучения пациентов для предтерапевтических проверок оказался жизнеспособным. Он неоднократно (в течение двух последующих лет по настоящее время) подтвержден практикой и может быть рекомендован другим клиникам.

Целесообразно отметить, что результаты проведенного анализа могут и не совпадать с результатами подобного анализа, проведенного в других клиниках, так как каждая из них обладает своими индивидуальными возможностями и имеет свой собственный спектр локализации опухолей.

Тем не менее, мы рекомендуем использовать такой статистический подход, который пойдет на пользу пациентам, предоставит возможность организовать работу физического персонала на качественно новом уровне и избежать совершения дополнительных ошибок. Наконец, он позволит сохранить работоспособность медицинских физиков и высвободить людские ресурсы для расширения возможностей коллектива по обеспечению более высокого качества лучевой лечения больных.

## Список литературы

1. Бердник А.В., Прусова М.П. Исследование характеристик матричных детекторов на основе полупроводниковых и ионизационных камер для лучевой терапии. // Мед. физика, 2012, № 3(55), С. 47–53.

2. Van Dyk J., Barnett R.B., Cygler J.E., Shragge P.C. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 1998, **26**, P. 261–273.
3. Ezzel G.A., Burmeister J.W., Dogan N. et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons. A report from AAPM Task Group 119. // *Med. Phys.*, 2009, **36**, No. 11, P. 5359–5373.
4. Alber M, Broggi S., Eichwurzel I. et al. Guidelines for the verification of IMRT. // ESTRO booklet No. 9, 2008.

#### EFFICIENCY IMPROVEMENT OF IMRT TREATMENT PLANS VERIFICATION

*I.M. Lebedenko<sup>1,2</sup>, M.P. Shatenok<sup>1</sup>, T.A. Krylova<sup>1</sup>, Yu.V. Jourov<sup>1</sup>, P.V. Kazantsev<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> *N.N. Blokhin Russian Cancer Research Center, Moscow, Russia*

<sup>2</sup> *National Research Nuclear University MEPhI, Moscow, Russia*

Pretreatment verification of radiotherapy plans utilizing IMRT and VMAT allow to ensure the correctness of a LINAC mechanical adjustments, TPS commissioning and testing, possibility of network data transfer and its accuracy, precision of a linac calibration. It allows to check a technological possibility of a plan realization and its instrumental possibility of a plan realization and implementation with MLC. Dosimetric checks are carried out by physicists on the same accelerators at the evening after completion of treatment. Therefore, in case of a large patient flow it raises the question about a huge amount of verification. Therefore there is a need for logistically justified approach to the organization of physicists' workflow for adequate dosimetric provision of hightech.

Key words: *IMRT, VMAT, pretreatment verification, modes of carrying out*

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