

Лебеденко И.М.^{1,2}:

¹Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Национальный медицинский исследовательский центр онкологии имени Н.Н. Блохина»
Минздрава России

(ФГБУ «НМИЦ онкологии им.Н.Н. Блохина МЗ РФ»);

²Национальный исследовательский ядерный университет
Московский инженерно- физический институт (НИЯУ МИФИ).

Доктор биологических наук,
старший научный сотрудник отделения медицинской физики
(ФГБУ «НМИЦ онкологии им.Н.Н. Блохина МЗ РФ»);

доцент кафедры «Медицинская физика» НИЯУ МИФИ

Медицинский физик отделения медицинской физики

ФГБУ «НМИЦ онкологии им.Н.Н. Блохина МЗ РФ»

Шатенок М.П.¹:

¹Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Национальный медицинский исследовательский центр онкологии имени Н.Н. Блохина»
Минздрава России

(ФГБУ «НМИЦ онкологии им.Н.Н. Блохина МЗ РФ»).

ОПТИМИЗАЦИЯ ПРОВЕДЕНИЯ ПРЕДТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОВЕРОК ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ С МОДУЛЯЦИЕЙ ИНТЕНСИВНОСТИ ПРИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ

Lebedenko I.M.^{1,2}:

¹N.N.Blokhin Russian Cancer Research Center;

²National Research Nuclear University

MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute).

Doctor of Biological Sciences,

Senior Researcher of the Department of Medical Physics N.N.

Blokhin Russian Cancer Research Center;

Associate Professor,

Department of Medical Physics

National Research Nuclear University

MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute).

Shatenok M.P.¹:

¹N.N.Blokhin Russian Cancer Research Center

Medical Physicist of the Department of Medical Physics

¹N.N.Blokhin Russian Cancer Research Center

OPTIMIZATION OF PRE-THERAPEUTIC CHECKS OF INTENSITY MODULATION PLANS RADIOTHERAPY FOR CANCER PATIENTS

Аннотация. Предтерапевтические проверки планов облучения при реализации технологий облучения с модуляцией интенсивности (IMRT) и объемно-модулированной арк-терапии (VMAT) являются важным элементом контроля качества облучения онкологических больных. Такие проверки позволяют убедиться в правильности механических настроек ускорителя, точном заведении в систему планирования (СП) дозиметрических параметров и ее тестировании, точности передачи данных по сети, верности калибровок ускорителя. Фактически - это проверка всей технологической цепочки реализации сложного плана и исправности многолепесткового коллиматора (МЛК). Медицинские физики осуществляют предтерапевтические проверки после завершения лечебного процесса вечером, при этом ускорители также подвергаются двойной нагрузке. Для физиков и для ускорителей этот режим является достаточно напряженным и, поэтому, требует дополнительного осмысления и рационализаторских решений. Предложены подходы рациональной организации проведения проверок. На основании анализа уже готовых результатов проверки 97 планов (60 IMRT и 37 VMAT) предложен метод отбора планов, подлежащих обязательной проверке.

Summary. Pre-therapeutic checks of exposure plans for the implementation of radiation technologies with intensity modulation (IMRT) and volume-modulated arc therapy (VMAT) are an important element in monitoring the quality of exposure of cancer patients. Such checks make it possible to verify the correctness of the mechanical settings of the accelerator, the precise establishment of dosimetric parameters in the planning system (PS) and its testing, the accuracy of data transmission over the network, and the accuracy of the accelerator calibration. In fact, this is a check of the entire technological chain for the implementation of a complex plan and the serviceability of

a multi-leaf collimator (MLC). Medical physicists carry out pre-therapeutic checks after the completion of the treatment process in the evening, while the accelerators are also subjected to a double load. For physicists and for accelerators, this mode is quite stressful and, therefore, requires additional reflection and rationalization decisions.

The approaches of rational organization in carrying out their optimal number are proposed. Based on the analysis of the audit results of 97 plans (60 IMRT and 37 VMAT), a method is proposed for selecting plans subject to mandatory verification.

Ключевые слова: лучевая терапия с модуляцией интенсивности (IMRT), объемно-модулированная арк-терапия (VMAT), предтерапевтические проверки, контроль качества лучевой терапии.

Keywords: intensity modulated radiotherapy (IMRT), volume-modulated arc therapy (VMAT), pre-therapeutic tests, quality control of radiotherapy.

Постановка проблемы

Современные методы подготовки и проведения лучевой терапии (ЛТ) предназначены для высокоточного подведения дозы к опухоли. Очевидно, что чем более сложным является облучающий аппарат, тем большего контроля и высокой квалификации требуется со стороны медицинских физиков. Особенно, при облучении больных в режиме модуляции интенсивности (IMRT) и объемно-модулированной арк-терапии (VMAT) по технологии Rapid Arc, а также при реализации предтерапевтических проверок.

Такие проверки позволяют убедиться в правильности механических настроек ускорителя, точности введенных в СП дозиметрических параметров и ее тестировании, точности передачи данных по сети, верности калибровок ускорителя. Это – проверка работоспособности и исправности всей технологической цепочки реализации сложного плана облучения с помощью многолепесткового коллиматора (МЛК) ускорителя, а, значит, отсутствия угрозы пере- или недооблучения больного.

При большом потоке больных в 250–300 пациентов в день на всех ускорителях возрастает поток проверок. Медицинские физики осуществляют предтерапевтические проверки после завершения лечебного процесса вечером, при этом ускорители также подвергаются двойной нагрузке. Для физиков и для ускорителей этот режим является достаточно напряженным и, поэтому, процедура требует дополнительного осмысления и рационализаторских решений. С этой целью был проведен анализ результатов 97 уже реализованных предтерапевтических проверок планов облучения. На основании этого анализа принята новая концепция и ритмы проведения верификации планов облучения. Подобные работы в литературе авторами не найдены.

Цель работы: разработка рациональных ритмов проведения предтерапевтических проверок с модуляцией интенсивности (IMRT) и объемно-модулированной арк-терапии (VMAT) при проведении лучевой терапии онкологических больных.

Материалы и методы

Радиологический комплекс ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина» включает два высокоэнергетических линейных ускорителя электронов Clinac iX (Varian, США), два ускорителя Clinac 2300CD (Varian, США), Clinac

6EX и Clinac 600CD (Varian) с интегрированным МЛК на 120 лепестков. На всех ускорителях реализуется технология IMRT, VMAT.

Для предтерапевтических проверок использовались 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 этого, отделение располагает матрицами 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 выполнять дозиметрический анализ профилей или расчет величины гамма-индекса. В работе представлен анализ результатов измерений с помощью 2D матриц Seven 29 (PTW, Германия).

Во время проверки измеренная изодозная карта во фронтальной плоскости матрицы с учетом поправочных коэффициентов сравнивается в формате DICOM с рассчитанной на СП Eclipse изодозной картой (рис. 2 а,б) с помощью гамма-анализа. «Гамма-метод» впервые был предложен и активно используется с 1998 г. [2, 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 значения в рассчитанной (r_c, D_c) и измеренной (r_m, D_m) точках. 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 известной формуле [3, 4]. 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 продолжительность облучения дублируются для фантома;

- новый план импортируется на ускоритель, где проводятся измерения в фантоме;

- 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 с номинальной энергией 6 МэВ размером 10×10 см стандартным количеством мониторных единиц. Направление полей перпендикулярно поверхности фантома. Путем сопоставления измеренных дозовых распределений с рассчитанными параметрами находили калибровочный коэффициент K_{cal} . Полученное распределение дозы корректируется для каждого детектора путем умножения показаний каждого из детекторов на значение коэффициента K_{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, что непозволительно в условиях напряженного режима лечения больных.

Результаты исследования

Проведено ранжирование планов облучения по локализациям, количеству полей, размерам полей, проценту точек совпадения по гамма-критерию 97 пациентов, 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.

Из 60 пациентов, облученных по методике IMRT, 16 лечены по поводу опухолей в области головы и шеи, 10 – с метастазами в головной мозг, 7 – с опухолями предстательной железы и раком легкого, по 4 – с опухолями в малом тазу, в печени и позвоночнике, по 3 с опухолями молочной железы и прямой кишки, другие локализации – 2 больных. Распределение планов пациентов в зависимости от процента соответствия гамма-критерию для методики IMRT иллюстрировано на рис. 4 а. 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. 4 б. 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^2 . Результаты гамма-анализа в зависимости от количества полей облучения представлены на рис.4 в. Как видно, 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. 4 г. 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.

Выводы

1. Анализ результатов индивидуальных предтерапевтических проверок по методике IMRT показал, что наибольший процент совпадений точек по гамма-методу прослеживается в планах пациентов с относительно 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 см²;
- количество «неразбитых» полей от 10 и выше;
- для локализаций опухолей в области головы-шеи.

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 при подведении 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. б).

Заключение

Представленные наблюдения соответствуют общей тенденции по внедрению ускорителей с МЛК и, в частности, в вопросе контроля за МЛК при проведении предтерапевтических проверок [3].

Разработанный и предложенный алгоритм отбора планов пациентов для предтерапевтических проверок оказался жизнеспособным, неоднократно подтвержден практикой и может быть рекомендован другим клиникам.

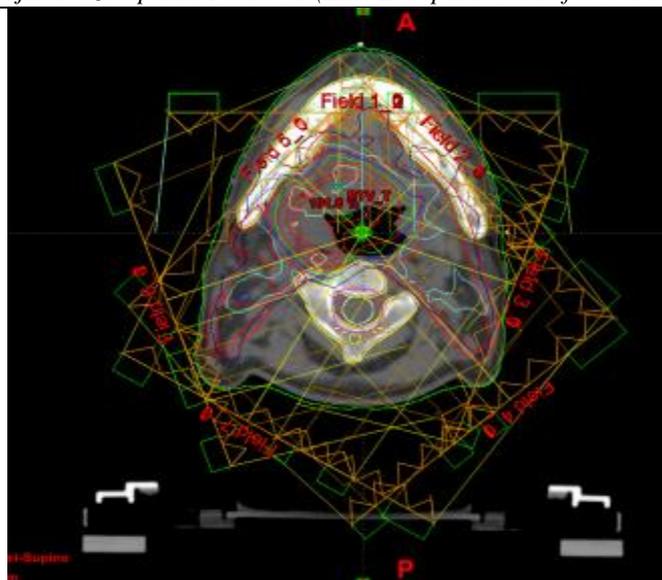
Целесообразно отметить, что результаты проведенного анализа могут и не совпадать с результатами подобного анализа, проведенного в других клиниках, так как каждая из них обладает своими индивидуальными возможностями и имеет свой собственный спектр нозологий.

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

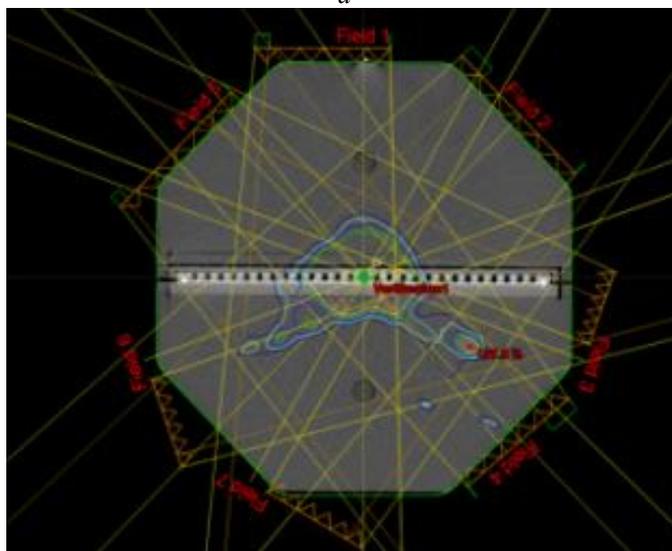
Работа выполнена при поддержке Программы повышения конкурентоспособности НИЯУ МИФИ (Договор №02.a03.21.0005).



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



a



б

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

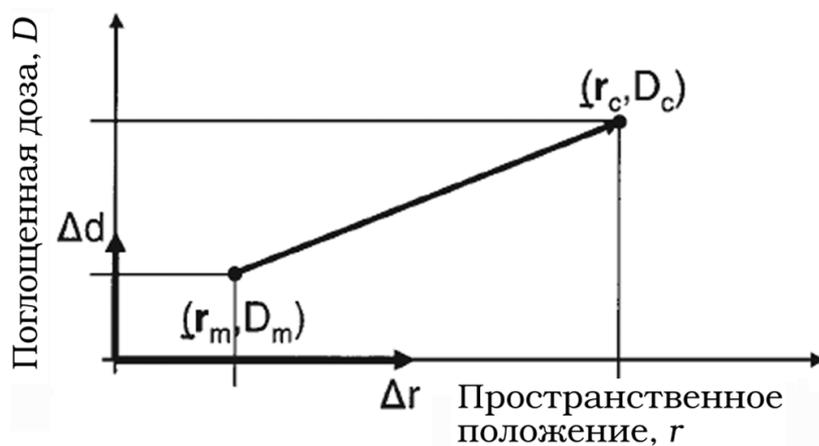
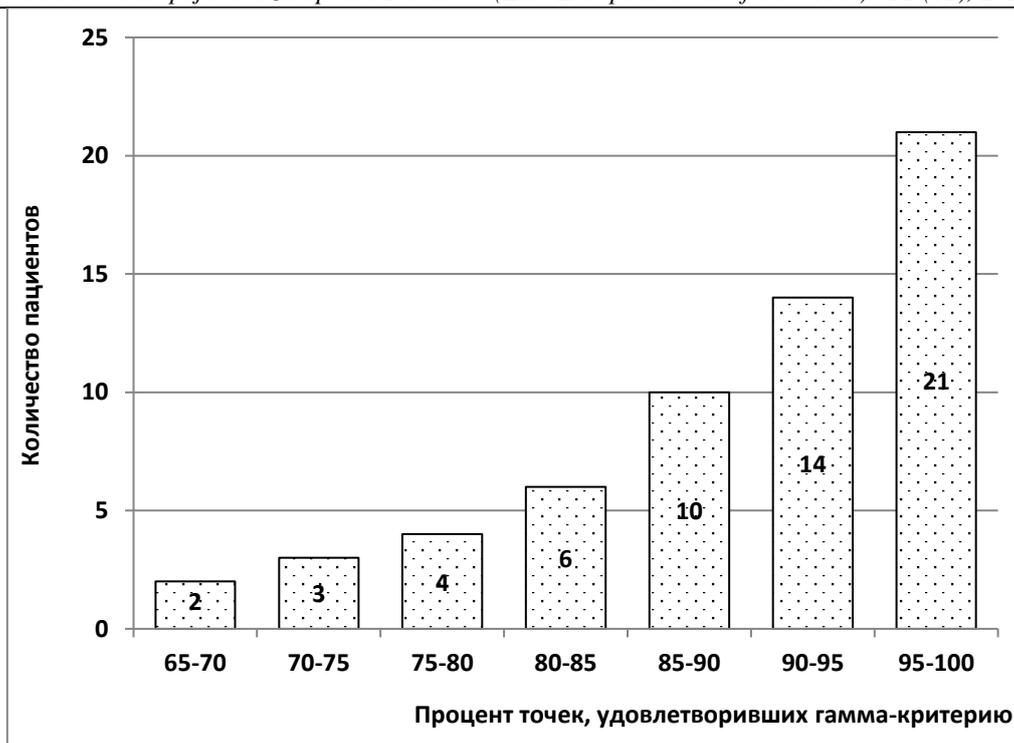
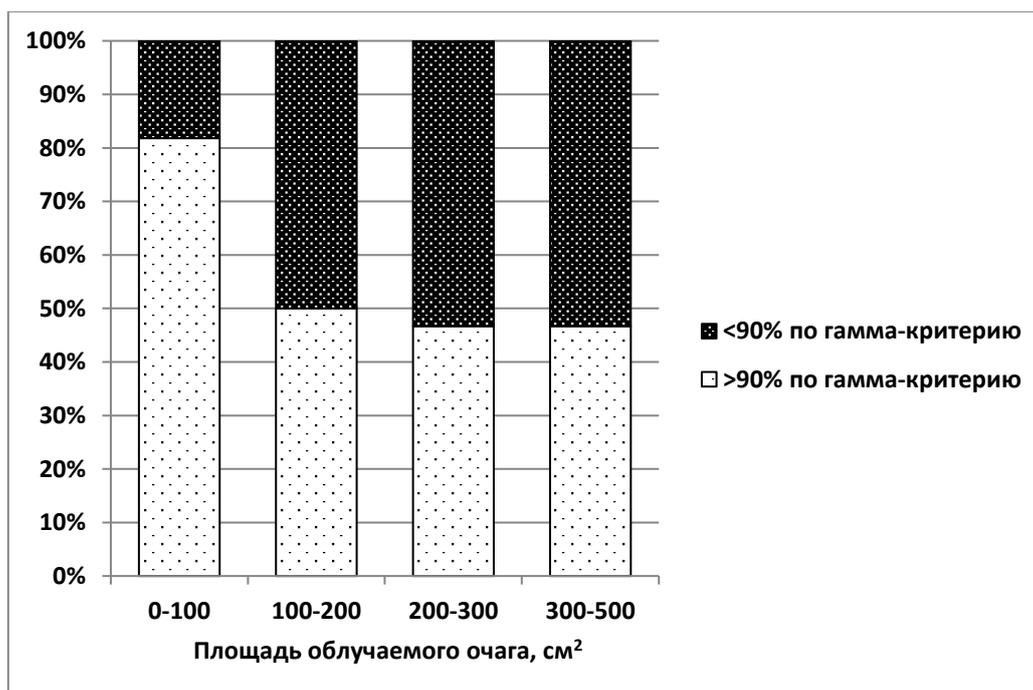


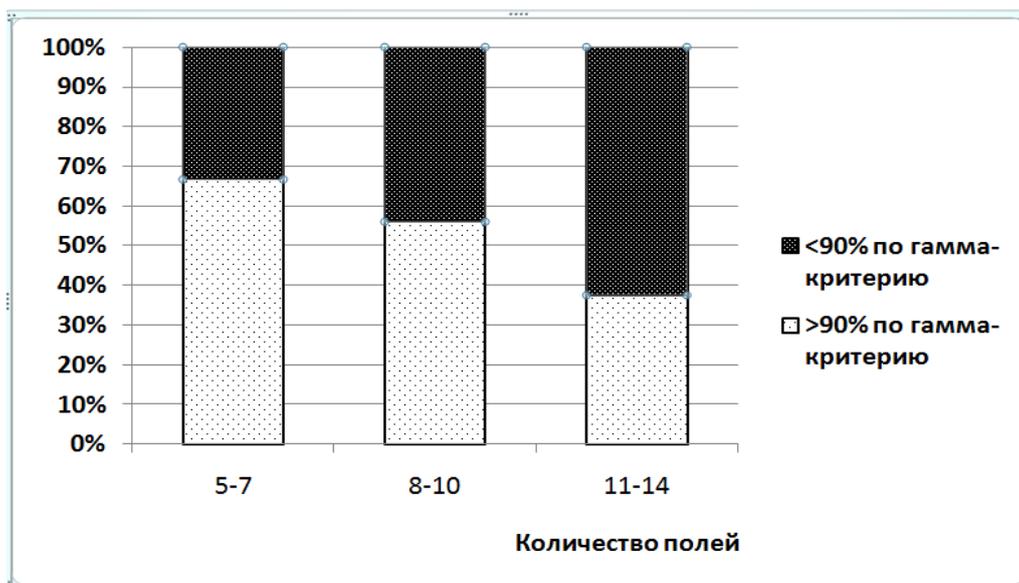
Рис. 3. Векторное пространство «доза-расстояние» показывает измеренную дозу D_m в точке r_m и рассчитанную дозу D_c в точке r_c .



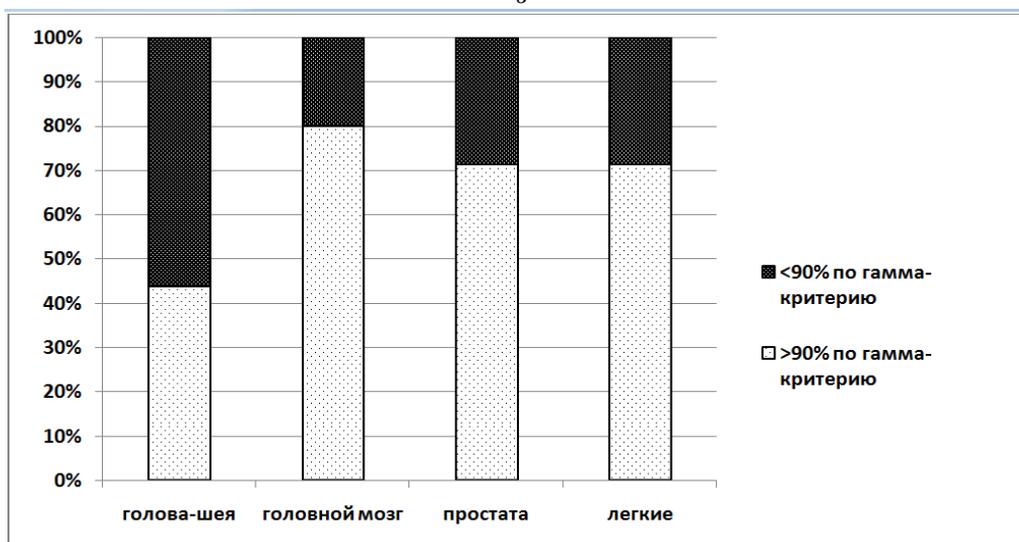
a



б



6



2

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

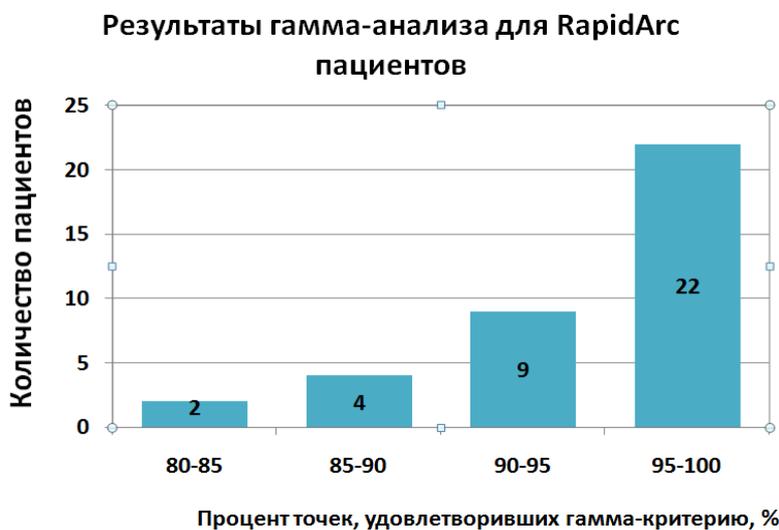


Рис. 5. Результаты гамма-анализа для пациентов, леченных по методике RapidArc

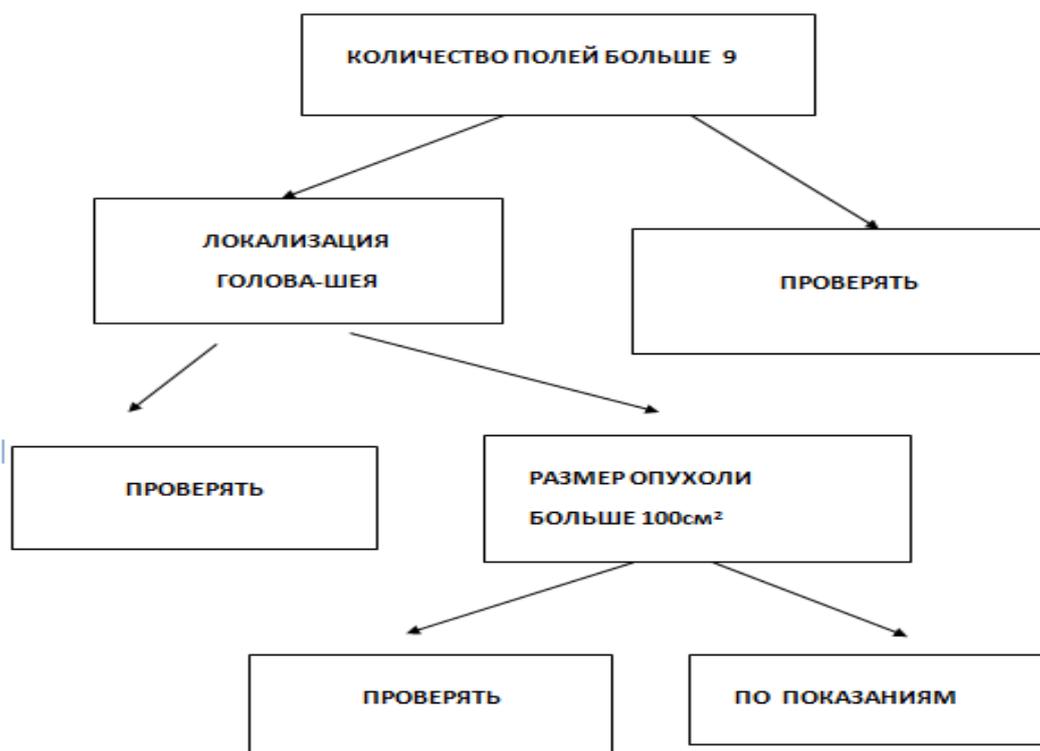


Рис. 6. Алгоритм отбора планов пациентов для предтерапевтических проверок.

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 ³
Расстояние между центрами	10 мм
Максимальный размер поля	27 см × 27 см
Диапазон измерений: Мощность дозы Доза	500 мГр/мин ... 8 Гр/мин 200 мГр ... 1000 Гр
Получаемое разрешение с использованием программы MatrixScan: Мощность дозы Доза	1мГр/мин 1мГр
Линейность	≤ ±0,5%
Воспроизводимость	≤ ±0,5%
Зависимость от направления	< 1 % при наклоне до 20°

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 СТ 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 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

Список литературы

1. Бердник А.В., Прусова М.П. Исследование характеристик матричных детекторов на основе полупроводниковых и ионизационных камер для лучевой терапии. // Мед. физика (рус), 2012, **55**(3), 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.(USA), 2009, **36**, №11, P. 5359 – 5373.

4. Alber M, Broggi S., Eichwurz I. et al. Guidelines for the verification of IMRT. // ESTRO booklet №9, 2008.

Мамчич В. І

doctor of medical sciences, professor of the department surgery and proctology,

Kiev National Medical Academy of Postgraduate Education named after P. L. Shupik

Максимчук Д. В

researcher, department of surgery and Proctology,

Kiev National Medical Academy of Postgraduate Education named after P. L. Shupik

Максимчук В.Д.

researcher, department of surgery and Proctology,

Kiev National Medical Academy of Postgraduate Education named after P. L. Shupik

MOBILIZATION OF THE DUODENUM IN DIFFERENT METHODS OF ITS STUMP CLOSURE AND ITS CLASSIFICATION**Мамчич Владимир Иванович**

доктор медицинских наук, профессор кафедры хирургии и проктологии,

Киевская Национальная Медицинская Академия последипломного образования имени П. Л. Шупика

Максимчук Дмитрий Владимирович

научный сотрудник кафедры хирургии и проктологии,

Киевская Национальная Медицинская Академия последипломного образования имени П. Л. Шупика

Максимчук Владимир Дмитриевич

научный сотрудник кафедры хирургии и проктологии,

Киевская Национальная Медицинская Академия последипломного образования имени П. Л. Шупика