

ОСОБЕННОСТИ ВЕРИФИКАЦИИ СТЕРЕОТАКСИЧЕСКИХ ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ ПО ТЕХНОЛОГИИ VMAT

В.Н. Васильев, А.Ю. Смыслов, Е.Л. Слобина

Российский научный центр рентгенорадиологии Минздрава РФ, Москва

Обсуждаются проблемы, связанные с верификацией планов стереотаксического облучения пациентов по технологии VMAT (RapidArc) с помощью матрицы диодов MapCHECK 2, закрепленной в устройстве изоцентрической фиксации IMF. Оценена линейность отклика диодов матрицы в интервале доз до 14 Гр, среднеквадратичное отклонение отношения измеренной дозы к числу подведенных мониторинговых единиц составило 0,15 % для пучка 6 МВ и 0,05 % для пучка 10FFF МВ. Стабильность отклика в рабочих интервалах мощностей доз 100–600 и 400–2400 МЭ/мин была равна 0,45 % для 6 МВ и 0,40 % и 10FFF МВ соответственно. Оценена степень искажения двумерного распределения дозы из-за ограниченного пространственного разрешения матрицы. Опробован метод удвоения пространственного разрешения на основе комбинации двух измерений, проведенных со сдвигом матрицы относительно ее базового положения.

Ключевые слова: *лучевая терапия, стереотаксис, VMAT, MapCHECK-2, верификация планов, пространственное разрешение*

Введение

Использование технологии VMAT в клинической практике открывает новые возможности в лечении онкологических заболеваний, так как за счет ее свойств ожидается снижение вероятности риска развития индуцированных вторичных опухолей. Данная технология обеспечивает также существенное сокращение времени нахождения пациента на лечебном аппарате [1, 2]. Необходимость предварительной верификации планов облучения пациентов по технологиям с модулированной интенсивностью пучка IMRT/VMAT неоднократно обсуждалась в профессиональных публикациях и сформулирована в требованиях национальных и международных организаций – AAPM, ACR, ASTRO, ESTRO [3–7]. Существует целый ряд факторов, потенциально приводящих к ошибкам при расчете распределения дозы в таких

пучках, а именно: точность моделирования конструкции многолепесткового коллиматора (МЛК) в системе планирования (утечка на концах лепестков, сквозь лепестки и между ними, эффект tongue-and-groove, взаимное влияние шторок диафрагмы и МЛК в области полутени), точность расчета дозы в малых полях, влияние шага расчетной сетки, погрешности положения пластин и изменения мощности дозы, точность отдачи малого числа мониторинговых единиц в сегменты поля МЛК. Достоинства и недостатки основных методов верификации подробно обсуждаются в докладе TG-218 [8] Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM).

Методики верификации планов облучения, реализованные в РНЦРР, в значительной степени основаны на использовании матрицы диодов MapCHECK-2 в комбинации с различным дополнительным оборудованием [9, 10].

Для обычных IMRT/VMAT планов успешно применяется гамма-анализ индивидуальных полей с критерием 3 %/3 мм, порогом 10 % и долей точек, удовлетворяющих этому критерию, не менее 95 %. Близкие подходы приняты и в других медицинских организациях РФ [11–13].

Особенностями стереотаксического облучения по сравнению с обычным применением технологии VMAT является малый размер мишени и, в связи с этим, повышенные требования к геометрической точности – в пределах 1 мм [14, 15], а также повышенная поглощенная доза за фракцию (за сеанс лучевой терапии). В настоящей работе рассматриваются проблемы, возникающие при индивидуальной верификации планов облучения по технологии VMAT на ускорителях Varian TrueBeam с использованием матрицы MapCHECK-2 при стереотаксическом облучении. Оценена линейность отклика матрицы в диапазоне доз до 14 Гр, эффект усреднения дозы по объему каждого из детекторов, влияние пространственного разрешения матрицы на результат измерения. Опробован метод удвоения пространственного разрешения матрицы путем объединения нескольких результатов измерений, выполненных с ее смещением относительного базового положения, намечаются направления дальнейших исследований.

Материал и методы

Основным инструментом для верификации планов облучения по технологии VMAT (RapidArc) в РНЦПР является матрица диодов MapCHECK-2 (Sun Nuclear Corporation, США) в устройстве изоцентрической фиксации IMF, обеспечивающем центрацию матрицы в пучке и позиционирование плоскости диодов в изоцентре при всех углах поворота гантри (рис. 1). Матрица имеет 1527 диодов, установленных внутри водно-эквивалентной пластины на координатной сетке. Общий размер области измерения – 32×26 см, слой водноэквивалентного материала над диодами соответствует 2 см воды, а слой подложки под диодами – 2,75 см воды. Расстояние между диодами вдоль осей X и Y составляет 10 мм, а между рядами диодов в диагональном направлении – 7,07 мм. Размер каждого диода равен 0,8×0,8 мм. Матрица устанавливается и крепится четырьмя винтами к корпусу устройства IMF. Сверху матрицы накладывается и фиксируется верхними

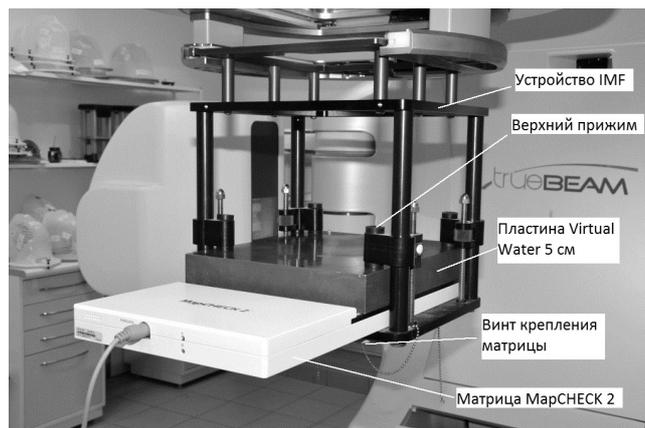


Рис. 1. Схема крепления матрицы и водно-эквивалентной пластины в устройстве IMF

прижимами пластина Virtual Water толщиной 5 см для обеспечения рассеяния. Таким образом, общая толщина водно-эквивалентного материала от входной поверхности до плоскости расположения диодов составляет 7 см. Управление измерением и гамма-анализ проводится с помощью программы SNC Patient. Результаты верификации планов оцениваются с использованием гамма-анализа с критериями 3 %/3 мм и 2 %/2 мм.

Для определения зависимости отклика диодов матрицы от дозы и мощности дозы были проведены измерения для фотонных пучков двух энергий 6 МВ и 10 FFF* МВ в диапазоне до 14 Гр, в доступном интервале мощностей дозы от 100 до 2400 МЕ/мин. Для этого матрицу облучали полем 10×10 см, затем в центре поля выбирали область интереса площадью 3 см², включающая 4–5 детекторов, усреднением по которым рассчитывали значение отклика. Далее для каждого детектора рассчитывали отношение отклика к числу подведенных мониторинговых единиц и среднеквадратичное отклонение этого отношения для соответствующего пучка. Аналогично оценивали стабильность отклика при одинаковой дозе, но разных значениях мощности дозы.

Расчет лечебных и верификационных планов облучения головы проводили в системе планирования Eclipse версии 10 с их последующим выполнением на ускорителе TrueBeam

* FFF – flatness filter free (без выравнивающего фильтра)

версии 1.6 (Varian Medical Systems, США). Расчет распределения дозы выполняли на сетке $1 \times 1 \times 1$ мм с использованием алгоритма AAA, данные КТ были также получены при толщине среза 1 мм. Толщина пластин МЛК Millenium-120 составляла 0,5 см в изоцентре. В исследовании использовали как копланарные, так и некопланарные планы облучения, с количеством арок от 1 до 4. Фиксация пациентов обеспечивалась термопластическими масками Q-Fix и соответствующим оборудованием. Верификацию положения мишени проводили по результатам СВСТ перед сеансом облучения, типичная систематическая компонента погрешности в положении стола составляла 1,1–1,3 мм, случайная – 1,2–1,6 мм [16].

Результаты и обсуждение

Линейность отклика диодов матрицы была проверена в диапазоне доз до 14 Гр, при этом для пучка 6 МВ среднеквадратичное отклонение отношения измеренной дозы к числу подведенных МЕ составило 0,15 %, а для пучка 10FFF МВ – 0,05 % (рис. 2). Стабильность отклика к одинаковой дозе при разных значениях мощности дозы, оценивали для этих режимов в их рабочих интервалах 100–600 и 400–2400 МЕ/мин. Среднеквадратичное отклонение составило при этом 0,45 % и 0,40 % для 6 МВ и 10FFF МВ соответственно.

На рис. 3 представлен пример данных при верификации плана с четырьмя некопланарными арками. Сравнение расчетных и измеренных распределений дозы показывает существенную потерю детализации в модуляции дозы в пределах поля облучения вследствие недостаточного пространственного разрешения матрицы.

В то же время сравнение расчетных и измеренных профилей дозы (рис. 4) демонстрирует хорошее совпадение с расчетными кривыми в точках измерений. Это позволяет считать диоды матрицы хорошим приближением к точечному детектору с минимальным эффектом усреднения по объему. Процент прохождения точек по области с порогом 10 % при анализе гамма-индекса с использованием критерия 3%/3 мм везде составлял 100 %, при критерии 2 %/2 мм уменьшался до 92–100 %.

Критерий 1 %/1 мм мы считаем непригодным для использования при верификации планов и не имеющим физического обоснова-

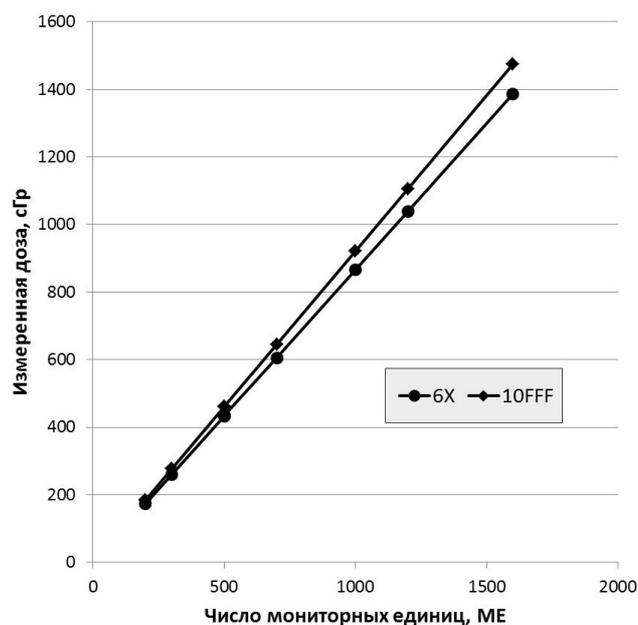


Рис. 2. Линейность отклика матрицы для пучков 6 и 10FFF МВ

ния для такого использования. Лучшие поверочные лаборатории (в частности, лаборатория фирмы PTW Freiburg) обеспечивают неопределенность калибровки ионизационных камер в пучке гамма-излучения ^{60}Co , равную 1,2 % с доверительной вероятностью 95 %. Таким образом, одна только неопределенность калибровки камеры даже при полном исключении всех других компонент погрешности при определении как измеренной, так и расчетной дозы, не позволит достичь согласия лучше 1,2 % в 95 % точек измерений. При учете же других неизбежных компонент погрешности дозы (неопределенность калибровки матрицы относительно камеры, температурная зависимость матрицы, флуктуации радиационного выхода ускорителя в пределах нормальных уровней толерантности, систематические и случайные погрешности расчета дозы, включая погрешность учета гетерогенности и переноса вторичных электронов) критерий дозы 1 % представляется не соответствующим реально достижимой точности.

Что касается параметра DTA (Distance to Agreement) = 1 мм, то необходимо заметить, что минимальный шаг расчетной сетки в системе Eclipse, определяющий частоту дискретизации расчетных данных (частоту Найквиста), равен этому значению. Соответственно, полезный сигнал (расчетное распределение дозы) вблизи

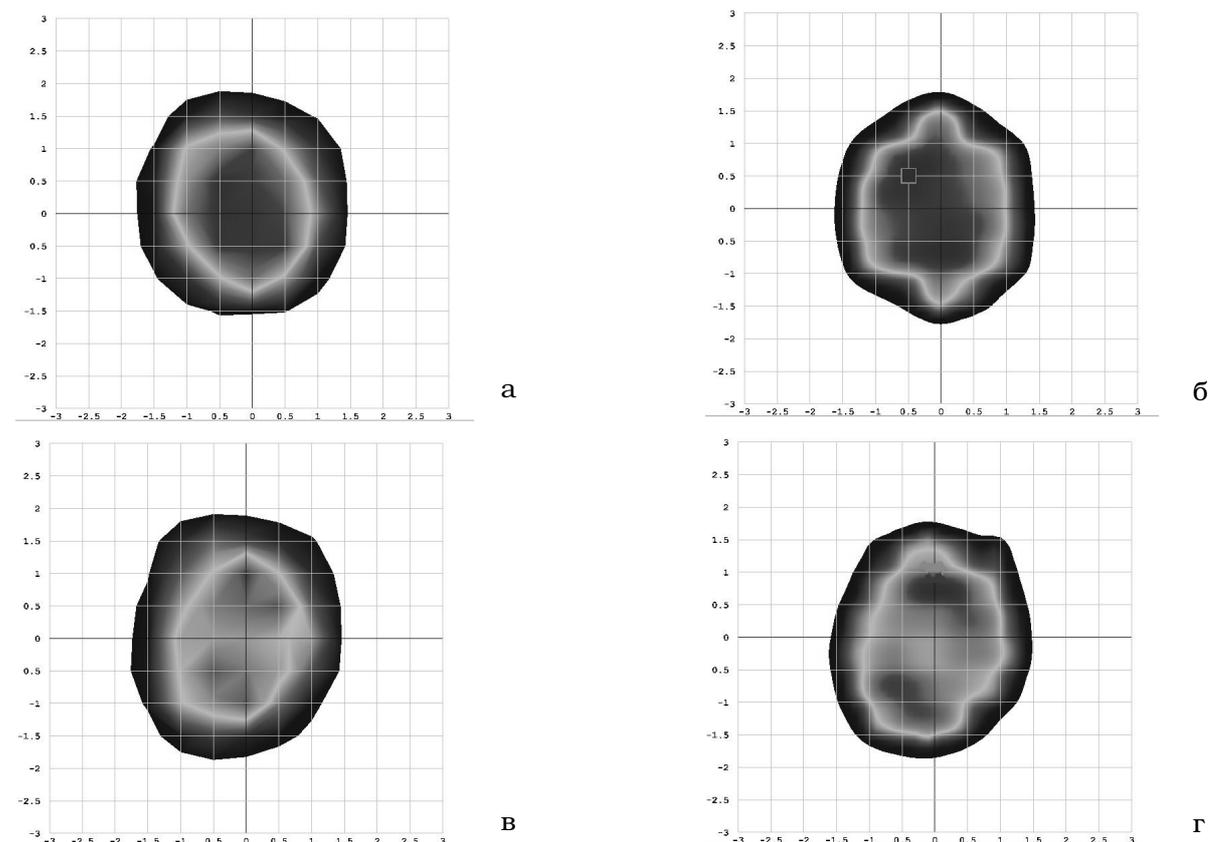


Рис. 3. Сравнение двумерных распределений дозы – арка F1 (а и б), арка F2 (в и г): а, в – измерение при стандартном разрешении матрицы, б, г – расчет на сетке 1×1 мм

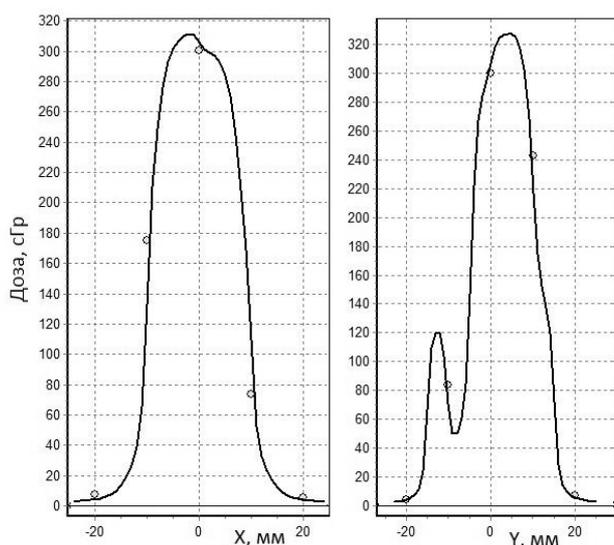


Рис. 4. Пример профилей дозы через центр поля по осям X и Y. План из четырех некопланарных арок. Арка F2. Линия – расчет на сетке 1×1 мм; точки – измерения матрицей

этой частоты могут существенно искажать артефакты, связанные с процессом дискретизации.

Таким образом, основным недостатком матрицы как средства верификации планов стереотаксического облучения VMAT является ее недостаточное пространственное разрешение, обусловленное значительным расстоянием между детекторами. Программное обеспечение матрицы потенциально позволяет удваивать ее пространственную разрешающую способность путем проведения дополнительного измерения со смещением матрицы относительно ее первоначального положения и последующего слияния результатов. Соответственно, это приводит и к удлинению времени верификации. Однако для полноценной реализации этого метода желательна модификация устройства IMF фирмой-изготовителем, например, добавление дополнительного набора отверстий для крепления матрицы в смещенном состоянии.

В качестве временного варианта можно после наложения сверху водноэквивалентной пластины зафиксировать ее и матрицу (общий вес около 12,5 кг) только верхними прижимами (рис. 1), без нижних винтов – т.е. фиксация обеспечится только силой трения. По результатам проведенных нами многочисленных тестов такое крепление является достаточно безопасным и не приводит к смещению или падению матрицы или пластины в процессе вращения гантри. Имеется прогиб устройства IMF в положении около 90° и 270° с уходом центра матрицы приблизительно на 1 мм, однако этот эффект имеет место и при стандартном способе крепления.

Рассмотрим результаты суммирования данных матрицы на примере одного из модулированных полей, представленные на рис. 5 в трехмерном виде для удобства сравнения (доза по оси ординат). Для каждого поля было выполнено 4 измерения: с положением оси пучка в нулевой точке матрицы (базовое), со смещением по оси X на 5 мм, со смещением по оси Y на 5 мм и со смещением на 5 мм как по оси X, так и по оси Y.

Одинокое измерение в стандартном режиме (рис. 5а) соответствует базовому разре-

шению матрицы и вызывает существенные потери детализации распределения дозы по сравнению с результатами расчета. Добавление результата измерения, полученного путем смещения оси пучка на 5 мм по обеим осям (рис. 5б), не дает улучшения детализации дозы. В этом случае ось пучка смещается в положение соседнего детектора матрицы, не приводя к улучшению пространственного разрешения. Не увеличивается и число точек измерения дозы, поскольку при диагональном сдвиге позиции детекторов при обоих измерениях совпадают.

Добавление к базовому результату данных, полученных в результате смещения по осям X или Y (рис. 5в), увеличивает число точек измерения приблизительно вдвое и существенно улучшает детализацию отображения. С точки зрения компромисса между качеством отображения измеренного распределения дозы и затратами времени на измерения последний вариант является оптимальным. При этом для улучшения детализации получаемых распределений дозы нет существенной разницы, выбран ли сдвиг по оси X или Y.

Представленные результаты, касающиеся разрешения матрицы МарСНЕСК-2, носят

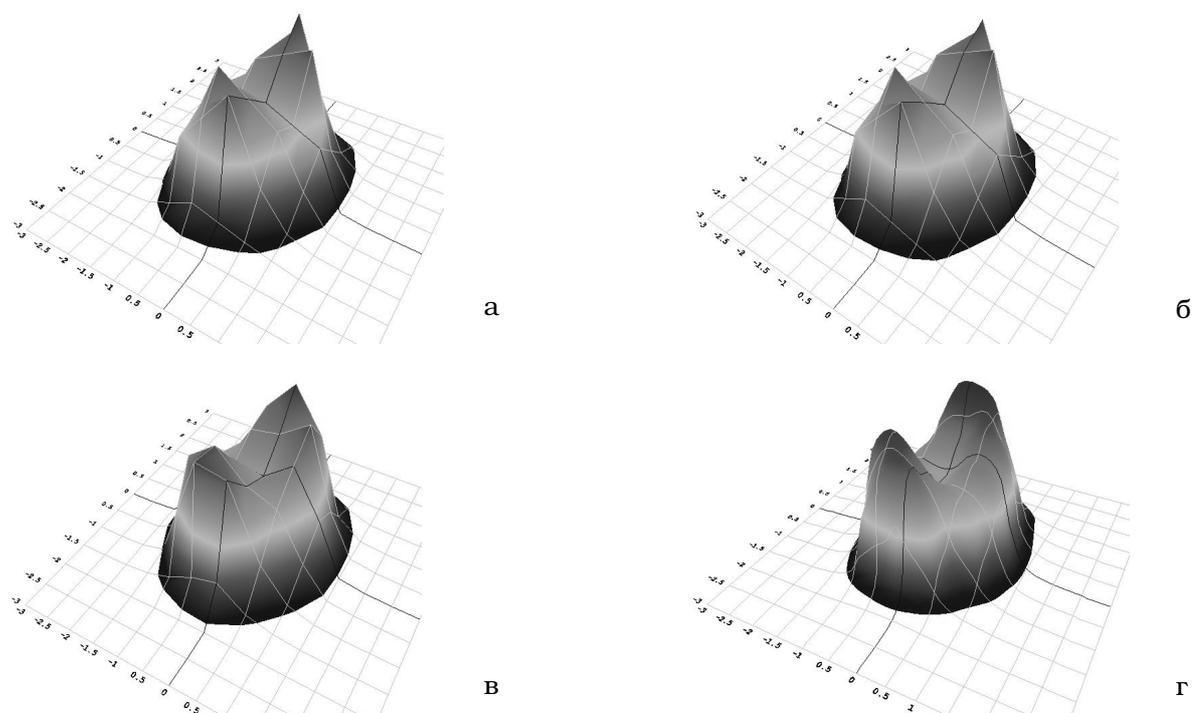


Рис. 5. Сравнение измеренных и расчетного двумерных распределений дозы (доза – по оси ординат): а – однокое измерение в базовом положении матрицы; б – сумма базового измерения и сдвига на 5 мм по X и Y; в – сумма базового измерения и сдвига на 5 мм по оси Y; г – результаты расчета на сетке $1 \times 1 \times 1$ мм

качественный характер. Для получения количественной оценки степени искажения полезного сигнала (распределения дозы) при его регистрации матрицей планируется исследование ее функции передачи модуляции (Modulation Transfer Function, MTF) как для одностороннего, так и для двойного разрешения.

Выводы

- ✓ Малый размер детектора матрицы – 0,8×0,8 мм – позволяет регистрировать дозу практически в точке без заметного усреднения отклика по объему каждого из детекторов.
- ✓ Линейность отклика диодов матрицы в диапазоне доз до 14 Гр составила 0,15 % для пучка 6 МВ и 0,05 % для пучка 10FFF МВ. Среднеквадратичное отклонение отклика диодов в рабочих интервалах мощности дозы 100–600 и 400–2400 МЭ/мин составило 0,45 % и 0,40 % соответственно.
- ✓ Пространственное разрешение матрицы недостаточно для отображения модуляции распределения дозы внутри поля облучения. Наблюдается существенная потеря детализации при сравнении модулированных малых полей, характерных для стереотаксического облучения по технологии VMAT.
- ✓ Улучшение пространственного разрешения матрицы возможно путем сложения результатов, полученных со сдвигом матрицы на половину шага между детекторами. Однако для полноценной реализации данного подхода желательна доработка устройства IMF фирмой-изготовителем.
- ✓ Возможна фиксация матрицы и водно-эквивалентной пластины в устройстве IMF без использования винтов только на трении с помощью верхних прижимов. Наш опыт использования показывает, что такая фиксация достаточно надежна, и смещения матрицы и пластины при вращении гантри не происходит.

Список литературы

1. Slobina E.L., Antonenko F.F., Zheludkova O.G., Zelinskaya N.I. Application of VMAT technology in the treatment of anaplastic ependimoma // *Pediatric Blood and Cancer*. 2017. Vol. 64. № S3. P. S141. <https://doi.org/10.1002/pbc.26772>.
2. Слобина Е.Л., Антоненко Ф.Ф., Зелинская Н.И. Применение технологии VMAT в лечении опухолей у детей // *Исследования и практика в медицине*. 2017. Т. 4. № S1. С. 97.
3. Ezzell G.A., Galvin J.M., Low D. et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee // *Med. Phys.* 2003. Vol. 30. P. 2089–2115.
4. Ezzell 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. Vol. 36. P. 5359–5373.
5. Moran J.M., Dempsey M., Eisbruch A. et al. Safety considerations for IMRT: Executive summary // *Pract. Radiat. Oncol.* 2011. Vol. 1. № 3. P. 190–195.
6. Hartford A.C., Galvin J.M., Beyer D.C. et al. American College of Radiology (ACR) and American Society for Radiation Oncology (ASTRO) practice guideline for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) // *Amer. J. Clin. Oncol.* 2012. Vol. 35. P. 612–617.
7. Alber M., Broggi S., De Wagter C. et al. Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO Booklet 9. ESTRO, 2008. Русс. пер.: Руководство по верификации лучевой терапии с модуляцией интенсивности. – М.: АМФ-Пресс, 2012.
8. Miften M., Olch A., Mihailidis D. et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218 // *Med. Phys.* 2018. Vol. 45. № 4. P. e53–e83.
9. Коконцев А.А., Русецкий С.С., Смыслов А.Ю., Васильев В.Н.. Сравнение методик верификации индивидуальных планов пациентов для технологии лучевой терапии с модуляцией интенсивности пучка // *Мед. физика*. 2016. № 4. С. 13–23.
10. Коконцев А.А., Русецкий С.С., Смыслов А.Ю. и др. Гарантия качества планов IMRT в РНЦПР. Всеросс. науч.-практич. конф. «Роль современной конформной радиотерапии в повышении эффективности и качества лечения злокачественных опухолей» 24-25 марта 2016 г., г. Москва. // *Вестник РНЦПР*. Т. 16. № 1. <http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v16/docs/Kokoncev.pdf>.
11. Лебеденко И.М., Шатенок М.П., Крылова Т.А. и соавт. Рационализация режима проведения предтерапевтических проверок пла-

- нов ЛТМИ // Мед. физика. 2015. № 1. С. 45–52.
12. Кузнецов М.А., Лысак Ю.В., Моисеев А.Н., Русецкий С.С. Оптимизация настроек двумерной матрицы MatriXX для проверки индивидуальных дозиметрических планов дистанционной лучевой терапии // Мед. физика. 2018. № 3. С. 5–10.
13. Вертинский А.В., Сухих Е.С., Сухих Л.Г. Верификация терапевтических планов с объемной модуляцией интенсивности излучения // Мед. физика. 2018. № 2. С. 12–20.
14. ACR–AAPM technical standard for medical physics performance monitoring of image-guided radiation therapy (IGRT). CSC-BOC 2019. <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/IRGT-TS.pdf?la=en>.
15. ACR-ASTRO practice parameter for the performance of brain stereotactic radiosurgery. 2016. <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/StereoBrain.pdf>.
16. Смыслов А.Ю., Васильев В.Н., Дыкина А.В., Коконцев А.А. Оценка точности позиционирования мишени при лучевой терапии с использованием термопластиковых масок Q-Fix // Мед. физика. 2018. № 2(78). С. 53–61.

STEREOTACTIC VMAT TREATMENT PLANS VERIFICATION

V.N. Vasiliev, A.Yu. Smyslov, E.L. Slobina

Russian Scientific Center of Roentgenology & Radiology, Moscow, Russia

The problems of stereotactic VMAT patient-specific verification by the diode matrix MapCHECK 2 in the IMF fixation tool were investigated. The diode response to MU linearity was measured at dose range up to 14 Gy. The dose to MU ratio standard deviation was equal to 0.15 % for the 6 MV and 0.05 % for the 10 FFF MV beams. Stability of measured dose vs. dose rate at the 100–600 and 400–2400 MU/min intervals was 0.45 % and 0.40 % respectively. A distortion of the measured 2D dose distribution due to limited matrix spatial resolution was evaluated on the base of stereotactic VMAT verification plans. To improve the measured dose distribution, a method of doubling matrix spatial resolution was evaluated by combining two results obtained with some matrix position shift.

Key words: radiation therapy, stereotactic, VMAT, MapCHECK 2, patient-specific plan verification, spatial resolution

E-mail: vnvasil57@gmail.com